

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MADRID  
FACULTAD DE MEDICINA  
DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA



PRESERVACIÓN DE RESTOS AUDITIVOS TRAS LA CIRUGÍA DE  
IMPLANTE COCLEAR CON GUÍAS DE ELECTRODOS DE  
INSERCIÓN PROFUNDA

Tesis doctoral

María Cristina Sierra Grañón

2017



*A mis padres, por haber hecho de mí quien soy*

*A Jesús, por tu amor y por tu ejemplo de pasión por la medicina*

*A mis hijos, Paula, Julia y Álvaro, porque sois mi mejor curriculum*





## AGRADECIMIENTOS

A mis directores de tesis, Angel y Eduardo, por creer en mí

A mis maestros, especialmente a Nacho Isasa, que me transmitió la pasión por la otología

A mis compañeros de Otorrinolaringología del hospital de La Princesa, especialmente a Manuela Calderón y a Sandra Tisaire, por estar siempre a mi lado

A Eduardo Bárcena, nuestro radiólogo, sin su inestimable colaboración este trabajo no habría sido posible

A Laura Bermejo, por la realización del análisis estadístico

A mis pacientes, por haberme permitido dar un poco más de vida a sus días

*“Cuando no puedas añadir días a la vida, añade vida a los días”*  
Jean Bernard



ÍNDICE DE TABLAS .....	11
ÍNDICE DE FIGURAS .....	13
ÍNDICE DE ABREVIATURAS .....	17
RESUMEN .....	19
1.- INTRODUCCIÓN .....	21
1.1.- Anatomía .....	25
1.1.1.- Anatomía del oído interno .....	26
1.1.2.- Inervación del receptor auditivo .....	28
1.1.3.- Vía auditiva ascendente .....	29
1.1.3.1.- Núcleos cocleares .....	29
1.1.3.2.- Complejo olivar superior .....	30
1.1.3.3.- Colículo inferior, tálamo y córtex auditivo .....	31
1.1.4.- Vía auditiva descendente .....	31
1.2.- Fisiología de la audición .....	32
1.2.1.- Macromecánica coclear .....	34
1.2.2.- Micromecánica coclear .....	34
1.2.3.- Transducción mecano-eléctrica .....	35
1.2.4.- Procesamiento del sonido .....	35
1.3.- Hipoacusia neurosensorial bilateral severa-profunda .....	38
1.4.- El implante coclear. Características y aspectos generales .....	40
1.4.1.- Historia del implante coclear .....	41
1.4.2.- Cómo se produce la audición a través de un implante coclear .....	42
1.4.2.1.- Componentes del sistema de implante coclear .....	43
1.4.2.2.- Procesamiento de la señal de audio .....	43
1.4.3.- Criterios de indicación de los IC en niños .....	45
1.4.4.- Criterios de indicación de los IC en adultos .....	46
1.4.5.- Evolución en las indicaciones .....	47
1.4.5.1.- Niños menores de un año de edad .....	47
1.4.5.2.- IC en los ancianos .....	47
1.4.5.3.- Adolescentes y adultos prelocutivos .....	48
1.4.5.4.- Pacientes con neuropatía auditiva .....	48
1.4.5.5.- Pacientes con otras patologías asociadas a la sordera .....	49
1.4.5.6.- Hipoacusia unilateral y pacientes con acúfeno incapacitante .....	49
1.4.5.7.- Pacientes con audición residual .....	49
1.4.6.- Limitaciones del implante coclear .....	50
1.4.7.- Principales líneas de investigación y perspectivas de futuro .....	51
2.- JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO .....	55
3.- OBJETIVOS .....	59
4.- MATERIAL Y METODOS .....	63
4.1.- Diseño del estudio .....	65
4.2.- Cirugía .....	66
4.3.- Pruebas de audiometría tonal .....	67
4.4.- Estudios de radiología .....	69
4.5.- Métodos de análisis estadístico .....	71

5.- RESULTADOS .....	75
5.1.- Características basales de la población estudiada .....	77
5.2.- Datos de audiometría tonal de los 25 pacientes incluidos en el estudio a lo largo del seguimiento. Datos generales de preservación de restos auditivos. ....	78
5.2.1.- Gráficas de audiometría tonal .....	78
5.2.2.- Datos generales de preservación de restos auditivos en los 25 pacientes incluidos en el estudio. ....	82
5.3.- Preservación de restos auditivos para todo el rango de frecuencias o para frecuencias bajas (n:25). ....	85
5.4.- Preservación de restos auditivos a lo largo del seguimiento .....	87
5.4.1.- Pacientes con seguimiento a los 1,3 y 6 meses (n:11). ....	87
5.4.2.- Pacientes con seguimiento a los 1,3,6 y 12 meses (n:7). ....	88
5.5.- Relación entre la PTA previa y la preservación de restos auditivos (n:25). ..	90
5.6.- Relación entre la preservación de restos auditivos y la edad, el sexo y el lado implantado (n:25). ....	91
5.7.- Relación entre la preservación de restos auditivos y la estabilidad de la hipoacusia (25). ....	93
5.8.- Relación entre la preservación de restos auditivos y el tiempo de hipoacusia (n:25) .....	93
5.9.- Relación entre la preservación de restos auditivos y el modelo de electrodo utilizado (n:25) .....	94
5.10.- Relación entre la preservación de restos auditivos y la vía de acceso a la rampa timpánica de la cóclea (n:25).....	94
5.11.- Relación entre el porcentaje de preservación de restos auditivos y la realización de técnica de preservación (TP) (n:25). ....	98
5.12.- Relación entre el porcentaje de preservación de restos auditivos y la introducción completa o incompleta del electrodo (n:25). ....	98
5.13.- Preservación de restos auditivos. Análisis univariante y multivariante .....	99
5.14.- Análisis restringido de porcentaje de preservación de estos auditivos en pacientes sometidos a cirugía de preservación (n:13). ....	101
5.15.- Resultados de preservación de restos auditivos individualizados por frecuencias .....	106
5.16.- Estudios radiológicos: anatomía, grados de inserción, longitud de inserción, porcentaje de cobertura coclear, frecuencia estimada de alcance y daño coclear tras la inserción de la guía de electrodos .....	107
6.- DISCUSIÓN.....	121
6.1.- Evaluación del daño coclear mediante los datos de preservación de audición residual tras la cirugía de implante coclear .....	125
6.1.1.- Concepto de la preservación de audición .....	125
6.1.2.- Clasificación de la preservación de audición .....	127
6.1.3.- Factores generales que pueden influir en la preservación de audición .	132
6.1.4.- Estabilidad de preservación de la audición / Progresión de la hipoacusia .....	134
6.1.5.- Cirugía de la preservación de audición .....	136
6.1.5.1.-Técnica de acceso a la rampa timpánica de la cóclea .....	139
6.1.5.2.- Tratamiento farmacológico .....	144
6.1.5.3.- Importancia del diseño de la guía de electrodos y la profundidad de inserción en la preservación de los restos auditivos .....	148

6.1.5.4.- Importancia del diseño de la guía de electrodos y la profundidad de inserción en el rendimiento del implante coclear. Justificación de la cobertura coclear completa .....	158
6.1.5.5.- Cirugía de reimplantación .....	160
6.2.- Técnicas de imagen. Anatomía de la cóclea, profundidad de inserción y daño coclear tras la cirugía .....	163
6.2.1.- Técnicas de imagen prequirúrgicas .....	164
6.2.2.- Técnicas de imagen posquirúrgicas: medidas de inserción y datos del daño coclear .....	169
6.2.2.1.- Medidas de inserción: longitud de inserción, ángulo de inserción, porcentaje de cobertura coclear, mapa de frecuencias .....	170
6.2.2.1.1- <i>Longitud de inserción</i> .....	172
6.2.2.1.2- <i>Ángulo de inserción</i> .....	173
6.2.2.1.3.- <i>Porcentaje de cobertura de la cóclea</i> .....	175
6.2.2.1.4.- <i>Estimación del mapa de frecuencias</i> .....	176
6.2.2.2- Técnicas de imagen posquirúrgicas. Valoración del daño coclear..	179
6.3.- Evaluación histológica del daño coclear .....	183
6.4.- Evaluación del daño coclear mediante el estudio de la función vestibular ..	189
7.- CONCLUSIONES .....	191
BIBLIOGRAFIA .....	195



## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Estrategias de codificación pulsátiles. Tomado de Rodrigo <sup>43</sup> .....	44
Tabla 2. Máxima audición detectable por el audiómetro para cada frecuencia.....	68
Tabla 3. Características basales de la población estudiada .....	77
Tabla 4. Datos de THP en los 25 pacientes incluidos, expresados en decibelios perdidos y en porcentaje de preservación.....	83
Tabla 5. Datos de LFHP en los 25 pacientes incluidos, expresados en decibelios perdidos y en porcentaje de preservación.....	84
Tabla 6. Porcentaje medio de preservación de restos auditivos a fin de seguimiento en rango completo de frecuencias y en rango de frecuencias bajas (n:25) .....	85
Tabla 7. THP y LFHP en el total de pacientes (n:25).....	86
Tabla 8. Pacientes con seguimiento a los 1-3 y 6 meses (n:11) .....	87
Tabla 9. Pacientes con seguimiento a los 1,3,6 y 12 meses (n:7).....	88
Tabla 10. Relación entre porcentaje de preservación de restos auditivos y resto de variables (n: 25 pac) .....	99
Tabla 11. Relación entre porcentaje de pacientes con THP completa, parcial, mínima o no medible y el resto de variables (n: 25).....	95
Tabla 12. Relación entre porcentaje de pacientes con LFHP completa, parcial, mínima o no medible y el resto de variables (n: 25).....	97
Tabla 13. Relación entre técnica de preservación (TP) y porcentaje de preservación de restos auditivos .....	98
Tabla 14. Preservación de restos auditivos en el rango completo de frecuencias. Análisis uni- y multivariante .....	100
Tabla 15. Preservación de restos auditivos con frecuencias bajas. Análisis uni- y multivariante .....	100
Tabla 16. Media de preservación de restos auditivos a fin de seguimiento en rango completo de frecuencias o en rango de frecuencias bajas de los pacientes sometidos a cirugía de preservación (n:13) .....	101
Tabla 17. Número y porcentaje de pacientes con THP y LFHP completa, parcial, mínima y no medible en los pacientes sometidos a cirugía de preservación (n:13).....	101

Tabla 18. Relación entre porcentaje de preservación de restos auditivos y resto de variables en los pacientes sometidos a cirugía de preservación (n: 13) .....	103
Tabla 19. Relación entre porcentaje de pacientes con THP completa, parcial, mínima o no medible y el resto de variables en pacientes sometidos a cirugía de preservación (n: 13).....	104
Tabla 20. Relación entre porcentaje de pacientes con LFHP completa, parcial, mínima o no medible y el resto de variables en los pacientes sometidos a cirugía de preservación (n: 13) .....	105
Tabla 21. Pérdida de audición en los 25 pacientes incluidos, por frecuencias, en decibelios perdidos y en porcentaje de pérdida .....	106
Tabla 22. Pérdida de audición, expresada en decibelios perdidos, en los pacientes con y sin técnica de preservación .....	106
Tabla 23. Medidas de diámetro A, 2TL y CDL (n:25).....	109
Tabla 24. Medidas de ángulo de inserción (IDA), longitud de inserción (LID), porcentaje de cobertura coclear y frecuencia estimada de alcance (n:25).....	112
Tabla 25. Visión general de las amplias definiciones de HP.....	128
Tabla 26. Estudios de preservación con diferentes guías de electrodos.....	148
Tabla 27. Dimensiones de las principales guías de electrodos (mm).....	155
Tabla 28. Medidas del diámetro A según diferentes estudios. ....	166
Tabla 29. Medidas de la longitud coclear según diferentes estudios.....	167
Tabla 30. Medidas de las diferentes guías de electrodos utilizadas .....	173
Tabla 31. Frecuencias a nivel del OC y del GE en diferentes ángulos de rotación. Tomado de Stakhovskaya y cols <sup>231</sup> .....	178
Tabla 32. Frecuencia estimada de alcance en los pacientes con HP completa o parcial .....	178



## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Estructura general del órgano de Corti. CCI: células ciliadas internas; CCE: células ciliadas externas; MT: membrana tectoria; TC: túnel de Corti. Tomado de Gil-Carcedo <sup>8</sup> .....	27
Figura 2. Diferencias estructurales de las CCI y las CCE. Tomado de Nadol y Burgess <sup>12</sup> .....	28
Figura 3. Esquema de la vía auditiva ascendente .....	30
Figura 4. Esquema de las vías auditivas eferentes olivococleares. CCE: células ciliadas externas; CCI: células ciliadas internas; NC: núcleo coclear; OSL: oliva superior lateral; OSM: oliva superior medial. Tomado de Gil-Carcedo <sup>8</sup> .....	32
Figura 5. Medida de las distancias "A" y "B". Tomado de Boyer y cols <sup>65</sup> .....	69
Figura 6. Medida del ángulo de profundidad de inserción. Tomado de Boyer y cols <sup>65</sup> ..	70
Figura 7. Ejemplos de localización adecuada en la RT y de dislocación del electrodo en una proyección sagital. A y B, localización apropiada en la RT. C y D, dislocación (flechas). Tomado de Boyer y cols <sup>65</sup> .....	71
Figura 8. Gráficas de Audiometría Tonal de todos los pacientes a lo largo del seguimiento.....	82
Figura 9. Histograma de preservación de restos auditivos en el rango completo de frecuencias (125-8000 Hz) (A) y en el rango de frecuencias bajas (125-1000 Hz) (B). 86	
Figura 10. Evolución de la PTA en los 11 pacientes con seguimiento a los 1-3 y 6 meses (n:11) .....	87
Figura 11. Evolución de la LFPTA en los 11 pacientes con seguimiento a los 1-3 y 6 meses (n:11).....	88
Figura 12. Evolución de la PTA en los pacientes con seguimiento a los 1, 3,6 y 12 meses (n:7).....	89
Figura 13. Evolución de la LFPTA en los pacientes con seguimiento a los 3,6 y 12 meses (n:7).....	89
Figura 14. Relación entre PTA precirugía y porcentaje de THP a fin de seguimiento (p: 0,74).....	90
Figura 15. Relación entre LFPTA precirugía y porcentaje de LFHP a fin de seguimiento (p: 0,47) .....	91

Figura 16. Diferencias individualizadas por frecuencias en los pacientes con y sin técnica de preservación.....	107
Figura 17. A: Imagen obtenida para realizar las medidas de la cóclea. A: imagen tomada de Boyer. B: imagen de DynaCT del estudio. ....	108
Figura 18. Imágenes del estudio de DynaCT. A: Inserción completa de la guía de electrodos. B: Inserción parcial. ....	109
Figura 19. Imágenes de DynaCT del presente estudio con diferentes profundidades de inserción. A: la menor inserción (paciente n. 5). B: la mayor inserción (paciente n. 1) .....	110
Figura 20. Medida del ángulo de inserción (IDA). A: imagen tomada de Boyer. B: imagen de DynaCT.....	110
Figura 21. Medida de la longitud de inserción (LID) del electrodo .....	111
Figura 22. Relación entre los grados de inserción y el porcentaje de preservación. A: relación entre grados de inserción y LFHP. B: relación entre grados de inserción y THP .....	113
Figura 23. Relación entre la LID y el porcentaje de preservación. A: relación entre LID y LFHP. B: relación entre LID y THP.....	113
Figura 24. Relación entre el porcentaje de cobertura coclear y el porcentaje de preservación. A: relación entre % cobertura y LFHP. B: relación entre % cobertura y THP.....	114
Figura 25. Ejemplos de localización apropiada e inapropiada de la guía de electrodos. Las cuatro primeras imágenes muestran una correcta localización del electrodo en la rampa timpánica. Las flechas señalan zonas de dislocación. Flecha inferior izquierda: posible dislocación a nivel de la zona apical. Flechas inferior derecha: dislocación de la guía en la espira basal de la cóclea. ....	115
Figura 26. Audiometría a lo largo del seguimiento, distancia A, LID, IDA, porcentaje de cobertura coclear y frecuencia estimada de alcance. Paciente n. 18.....	117
Figura 27. Audiometría a lo largo del seguimiento, distancia A, LID, IDA, porcentaje de cobertura coclear y frecuencia estimada de alcance. Paciente n. 24.....	118
Figura 28. Audiometría a lo largo del seguimiento, distancia A, LID, IDA, porcentaje de cobertura coclear y frecuencia estimada de alcance. Paciente n. 22.....	119
Figura 29. Audiometría a lo largo del seguimiento, distancia A, LID, IDA, porcentaje de cobertura coclear y frecuencia estimada de alcance. Paciente n. 22.....	120

Figura 30. Porcentaje de pacientes con HP en la literatura reciente. Tomado de Hochmair y cols. <sup>84</sup> .....	126
Figura 31. Guías de electrodos Med-el.....	151
Figura 32. Guías de electrodos Cochlear.....	153
Figura 33. Guía de electrodos Advanced Bionics HiFocus Mid-Scala .....	154
Figura 34 . Guía de electrodos Oticon Evo .....	154
Figura 35. Variaciones de la anatomía de la cóclea humana. Tomado de Erixon y cols <sup>145</sup> .....	163
Figura 36. Medidas del diámetro A y la longitud coclear en diferentes cócleas consideradas anatómicamente como normales. Tomado de Erixon y cols <sup>224</sup> .....	165
Figura 37. Sistema de medida de las distancias A y B. Izquierda: medida según Escudé. Derecha: medida realizada mediante el DynaCT .....	168
Figura 38. Imágenes de DynaCT de la guía de electrodos insertada en la cóclea.....	170
Figura 39. Imágenes de DynaCT con la distancia entre la VR y el primer contacto basal del electrodo. ....	172
Figura 40. Medida de los grados de inserción .....	174
Figura 41. Imagen digital de la espira basal. La línea punteada negra define la longitud OC. Las líneas radiales punteadas indican donde se prepararon secciones radiales para examinar el SG y para medir las distancias desde el OC hasta el SG y MW. Las líneas discontinuas blancas representan el GE (línea interna), y la pared modiolar (línea externa). Tomado de Stakhovskaya y cols <sup>231</sup> .....	177
Figura 42. Cocleostomía en la RV. Fibrosis e hydrops endolinfático. Tomado de Ishiyama y cols <sup>117</sup> .....	184



## ÍNDICE DE ABREVIATURAS

CAE:	conducto auditivo externo
CAI:	conducto auditivo interno
CBCT:	tomografía computarizada con un arco en C (Cone Beam CT)
CCC:	cobertura coclear completa
CCE:	células ciliadas externas
CCI:	células ciliadas internas
CDL:	longitud coclear completa
CHP:	preservación completa
CO:	cocleostomía
EAS:	estimulación electroacústica
GE:	ganglio espiral
HNS:	hipoacusia neurosensorial
HNSBS-P:	hipoacusia neurosensorial bilateral severa-profunda
HP:	preservación de restos auditivos (Hearing Preservation)
IC:	implante coclear
IDA:	ángulo de profundidad de inserción (Insertion Depth Angle)
LFHP:	preservación de restos auditivos el rango de frecuencias bajas (125-1000 Hz)
LFPTA:	umbral de audición para frecuencias bajas (125-1000 Hz)
LID:	longitud de inserción
MB:	membrana basilar
NCD:	núcleo coclear dorsal
NCV:	núcleo coclear ventral
OC:	órgano de Corti
PEATC:	potenciales evocados auditivos de tronco cerebral
PHP:	preservación parcial
PL:	pared lateral ósea
PTA:	umbral de audición (Pure Tone Average)
RM:	rampa media
RT:	rampa timpánica
RV:	rampa vestibular

SD: desviación estándar

SNC: sistema nervioso central

TC: Tomografía computarizada

THP: preservación de restos auditivos en todo el rango de frecuencias (125- 8000 Hz)

TP: técnica de preservación de restos auditivos “soft surgery”

V: vestíbulo

VEMP: vestibular evoked myogenic potential

VO: ventana oval

VR: ventana redonda

VRA: ventana redonda ampliada

2TL: longitud de las dos primeras vueltas de la cóclea

## RESUMEN

### **Introducción:**

El objetivo principal de la cirugía del implante coclear (IC) es proporcionar al paciente una posibilidad de comunicación auditiva socialmente útil. Sin embargo, en los últimos años, la preservación de los restos auditivos (HP) se ha convertido en un nuevo reto, con la intención de, por un lado, aprovechar dichos restos para estimulación acústica de los mismos, y por otro, para conservar las estructuras anatómicas de cara a posibles armas terapéuticas futuras. Las nuevas guías de electrodos, así como el desarrollo de la técnica mínimamente invasiva han permitido la expansión de los criterios de indicación para la implantación coclear a pacientes con restos auditivos.

### **Objetivos:**

Evaluar el daño coclear en pacientes intervenidos de implante coclear con electrodos de inserción profunda mediante la preservación de los restos auditivos y los hallazgos radiológicos.

### **Material y Métodos:**

Se realizó un estudio de 25 pacientes adultos con restos auditivos previos a la cirugía, intervenidos de implante coclear con las indicaciones descritas, entre 2012 y 2015. Se valoró el grado de daño coclear mediante el estudio de la persistencia de restos auditivos tras la cirugía y los hallazgos radiológicos. Se estudiaron los parámetros que pueden influir en la persistencia de dichos restos auditivos durante los años incluidos en el estudio, especialmente la técnica quirúrgica empleada y el tipo de electrodo.

### **Resultados:**

En la mayoría de los pacientes se observó una pérdida de restos auditivos en la primera determinación tras la cirugía, pero que se mantuvo estable a lo largo del tiempo analizado. El porcentaje de preservación de audición del total de la población estudiada al final del seguimiento fue del 45,01% para el rango completo de frecuencias (THP), y del 51,42% para las frecuencias bajas (LFHP). La THP fue completa en el 28%, y fue

parcial o completa en el 56% de los pacientes. La LFHP fue completa en el 40%, y fue parcial o completa en el 56% de los pacientes.

Se confirmó una clara asociación entre la utilización de técnica de preservación (TP) y el porcentaje de preservación de restos auditivos. En los pacientes en que se realizó TP, la media de preservación fue de 70,52% para las bajas frecuencias y de 64,87% para todo el rango de frecuencias. En aquellos en los que no se realizó TP, la media fue de 30,72% ( $p: 0,005$ ) y 23,50% ( $p:0,008$ ) respectivamente.

La THP fue completa en el 46,2% de los pacientes con TP y en el 8,3% de aquéllos en los que no se realizó TP, y fue parcial o completa en el 84,7% y en el 33,3% de ellos ( $p:0,04$ ), respectivamente. La LFHP fue completa en el 61,5% de los pacientes con TP y en el 16,7% de aquéllos en los que no se realizó TP, y fue parcial o completa en el 84,6% y en el 58,3% de ellos ( $p:0,20$ ), respectivamente.

El ángulo de inserción (IDA) osciló entre 340 y 673°. La longitud de inserción osciló entre 21,50 y 30,90 mm. El porcentaje de cobertura coclear osciló entre el 60,8 y el 83,1%. Las mejores tasas, tanto de THP como de LFHP, se consiguieron con IDA próximos a los 600°, LID cercana a los 28 mm y cobertura coclear alrededor del 75%.

En dos casos se apreció una dislocación de los electrodos basales. Un tercer paciente tenía una posible dislocación de los electrodos apicales.

### **Conclusiones:**

En el presente estudio, la preservación de restos auditivos utilizando guías de electrodos de cobertura coclear completa fue similar a la referida en la literatura con guías más cortas. Una inserción más profunda no se relacionó con peor preservación de restos auditivos en los pacientes en los que se realizó técnica de preservación con electrodos flexibles diseñados para la preservación de las estructuras cocleares. La preservación de los restos auditivos es posible tras la cirugía del implante coclear, especialmente si se realiza una técnica adecuada.



# 1.- INTRODUCCIÓN



La privación de cualquiera de los sentidos constituye un gravísimo problema para el ser humano. Todos aquéllos que sufren una minusvalía están obligados a seguir un tratamiento especial que les ayude a desenvolverse, con la mayor habilidad posible, en un mundo concebido para personas sin ningún tipo de incapacidad sensorial.

En particular, según los datos de la OMS, alrededor del 8% de la población de todo el mundo tiene algún tipo o grado de problema de audición. Esto supone que no menos de 70 millones de personas en el mundo sufre de algún tipo de hipoacusia, siendo ésta de carácter severo o profundo en 4,5 millones de personas<sup>1</sup>.

Parece estar aceptado que para una población desarrollada como la española cabe esperar que entre 1 y 1,4 de cada 1000 nacidos vivos esté afectado por hipoacusia bilateral (>40dB)<sup>2</sup>. En el caso de la hipoacusia neurosensorial (HNS) bilateral profunda, con umbrales tonales liminares comprendidos entre 71 y 90 dB, esta cifra alcanza el 0,77 por mil, lo que significa que aproximadamente el 50 % de los 1 a 1,4 por 1000 nacidos vivos afectados por hipoacusia bilateral son considerados como candidatos a implante coclear según los criterios actuales establecidos por la FDA. Si a ello sumamos el número de sorderas profundas bilaterales adquiridas, dado que la prevalencia de la hipoacusia neurosensorial bilateral severa-profunda (HNSBS-P) adquirida en adultos es del 0,7%, estaríamos estimando una prevalencia total de la HNSBS-P entre el 7,5 y el 7,7 por mil de la población general.

Según la última Encuesta sobre Discapacidades, Autonomía personal y situaciones de Dependencia del Instituto Nacional de Estadística, en España hay actualmente algo más de un millón de personas con algún tipo de discapacidad auditiva, un 2,3% de la población total<sup>3</sup>.

La mayor parte de los casos de hipoacusia pueden ser paliados gracias a un diagnóstico acertado y a una intervención precoz con implantes cocleares o prótesis auditivas. Sin embargo, la OMS revela que la producción anual de dispositivos cubre menos del 10 % de las necesidades globales<sup>1</sup>.

La hipoacusia no está asociada a un incremento de la mortalidad, tampoco a una morbilidad importante, pero una hipoacusia profunda bilateral puede tener consecuencias en el desarrollo del niño, así como una gran repercusión sociolaboral en el adulto. Y si bien es cierto que la HNSBS-P ha supuesto graves problemas a lo largo de la historia tanto para las personas que la padecían como para sus familias, también ha supuesto grandes desafíos sociales. Ha tenido un serio impacto sobre las capacidades de

desarrollo académico del individuo que la sufría así como sobre su integración social como agente económico activo generador de ingresos para la sociedad. El cambio de paradigma que ha supuesto el desarrollo del tratamiento clínico de la HNSBS-P mediante el empleo de los IC ha implicado un cambio de escenario para numerosas personas y familias ante el grave problema que suponía enfrentarse a la discapacidad asociada a esta patología y les ha ofrecido la oportunidad de integrarse o integrar a sus hijos como miembros activos dentro de la sociedad.

En España, según datos de la Federación de Asociaciones de Implantados Cocleares, alrededor de 14.500 personas son portadoras de esta tecnología, de los que el 40% son niños<sup>1</sup>.

Los IC son productos sanitarios implantables activos regulados por la Directiva 90/385/EEC1 europea, adaptada a la legislación española mediante el Real Decreto 414/962 y sus posteriores modificaciones.

Los criterios de indicación de los IC en niños se han ido ampliando desde que originalmente solo se intervenía a niños mayores con hipoacusias profundas hasta la actualidad, en que los niños con menores grados de hipoacusia ya son considerados candidatos. Además, los niños pueden recibir un IC mucho antes (antes del año de vida). La edad mínima de implantación está en discusión, pero nunca antes de tener la certeza absoluta de que el niño es hipoacúsico profundo y que no obtiene rendimiento con los mejores audífonos convencionales durante un mínimo de 3 meses. La certeza se puede tener a los 6 meses de vida, sumando los 3 meses a prueba con audífonos. Las mejoras en los resultados en el habla, el lenguaje y la comunicación en niños con IC lo han convertido en el tratamiento estándar en niños con hipoacusia bilateral de severa a profunda<sup>4</sup>.

En adultos existe indicación de IC en el caso de presentar una HNSBS-P o total en frecuencias conversacionales, sin beneficio o con mínimo beneficio con los mejores audífonos correctamente adaptados a cualquier edad, pero con una esperanza de vida de más de 3-5 años, cuando la hipoacusia ocasiona importantes efectos adversos en la calidad de vida, y siempre después de una valoración personal, laboral y psicológica previa y un ajuste claro de las expectativas<sup>4</sup>.

Un IC es un dispositivo electrónico que transforma los sonidos y ruidos del medio ambiente en energía eléctrica capaz de actuar sobre las aferencias del nervio coclear, desencadenando una sensación auditiva, pero sin restablecer la audición normal en un individuo sordo. Por lo tanto, un requisito imprescindible para insertar un IC es

que los individuos tengan íntegro, desde un punto de vista funcional, el nervio coclear y las vías auditivas.

Los IC disponibles actualmente constan de dos componentes: uno externo, formado por un micrófono, un procesador de voz y un transmisor, y otro interno, que consta de un receptor/estimulador y una guía de electrodos. Hay diferentes tipos de IC, en función de la ubicación de los electrodos, del número de canales, de la forma de tratar la señal sonora, del tipo de electrodos, etc. Actualmente, los IC habituales son intracocleares, multicanales y transcutáneos.

A lo largo de los más de 30 años de historia de los IC, se ha ido observando que, en algunos de los pacientes portadores de dichos implantes persisten tras la cirugía restos auditivos en el oído implantado, y que, además, dichos restos se mantienen estables en el tiempo.

Se desconoce realmente por qué esto ocurre en algunos pacientes pero no en otros, pero ello ha llevado, en los últimos años, a ser lo más conservadores posibles al realizar la cirugía, con el fin de intentar evitar el deterioro de las células ciliadas que puedan quedar en el oído, especialmente pensando en las posibles terapias para la sordera que el futuro pueda aportar.

## 1.1.- Anatomía

El sonido consiste en una onda de presión, originada por una fuente de vibración mecánica, que se propaga a través de un medio material, usualmente el aire.

La onda de sonido es recogida por el pabellón auditivo y se propaga a través del conducto auditivo externo (CAE). En el fondo de éste se encuentra el tímpano, que es una membrana que vibra bajo la acción de la onda acústica. El movimiento del tímpano se transmite a la cadena de huesecillos (yunque, martillo y estribo) que propagan la onda mecánica hasta la cóclea. En el interior de la cóclea se produce la transducción auditiva, o conversión de vibración mecánica en estímulos eléctricos. Dichos estímulos son transmitidos a través del nervio auditivo hasta los centros corticales, donde son analizados y procesados.

Las estructuras anatómicas que intervienen en la percepción del sonido se pueden clasificar en dos grandes grupos, según la función que desempeñan:

- Por un lado, las que tienen como misión la transmisión de los sonidos, mediante una vibración mecánica:
  - El oído externo, compuesto por el pabellón auditivo y el CAE.
  - El oído medio, con el aparato de acomodación osicular (tímpano, martillo, yunque, estribo, ligamentos, músculos).
  - El paso a nivel de la cápsula ótica por las ventanas: la ventana oval (VO), donde se engarza la platina del estribo, y la ventana redonda (VR).
  - Los medios líquidos del oído interno
  - Las membranas del canal coclear y, principalmente, la membrana basilar (MB).
- Por otro lado, las estructuras anatómicas que sirven para la generación y conducción de los impulsos eléctricos, el aparato de percepción o aparato nervioso, que se comprende de:
  - Órgano de Corti (OC), con las células sensoriales
  - Nervio auditivo
  - Vías centrales
  - Centros corticales

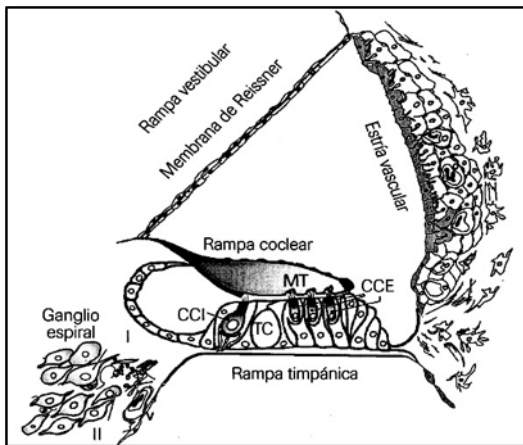
### 1.1.1.- Anatomía del oído interno

En la audición, la cóclea juega un papel fundamental. Se trata de una estructura ósea, hueca por dentro, enrollada en forma de caracol que describe aproximadamente dos vueltas y media. Si se desenrollara, tendría forma cónica, estrecha en el ápex y ancha en la base.

En la zona basal, la cóclea presenta dos aberturas: la VO, sobre la que se apoya el estribo, y la VR (figura 1). Un corte transversal de la cóclea mostrará tres canales: rampa timpánica (RT), rampa media o coclear (RM) y rampa vestibular (RV), divididos por dos membranas, la MB y la membrana de Reissner. Por encima de la membrana de Reissner, entre ella y el hueso, se encuentra la RV, mientras que entre la MB y el hueso se encuentra la RT. Entre ambas membranas se encuentra el *ductus cochlearis* o RM, de sección triangular, y en el que se encuentra el receptor auditivo u OC. La cara externa de la rampa media, o lado externo del triángulo, está formada por el ligamento espiral,

una estructura que fija firmemente la rampa al hueso y la estría vascular. Esta estría es un epitelio altamente especializado (figura 1).

Desde la lámina espiral ósea (situada en el contorno externo del modiollo) hasta el ligamento espiral, se encuentra la MB; se trata de una estructura fibrilar que sirve de soporte al OC. La MB forma un conjunto funcional con la lámina espiral ósea y el ligamento espiral. Este grupo de elementos resulta esencial en el análisis frecuencial coclear.

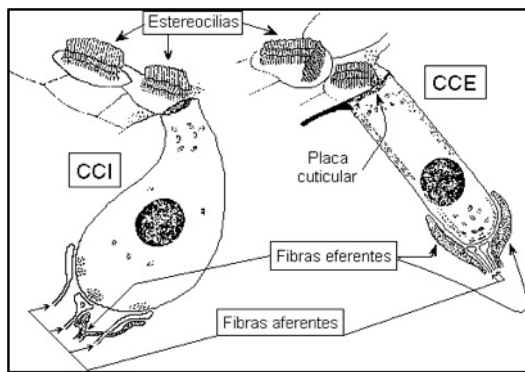


**Figura 1.** Estructura general del órgano de Corti. CCI: células ciliadas internas; CCE: células ciliadas externas; MT: membrana tectoria; TC: túnel de Corti. Tomado de Gil-Carcedo<sup>5</sup>

El receptor auditivo u OC, sustentado en la MB, tiene dos tipos principales de células:

- Células receptoras, denominadas ciliadas, porque poseen en su superficie un gran sistema de cilios, estereocilios.
- Células de soporte. Las células de soporte principales son las células de los pilares, que forman el túnel de Corti, y las células de Deiters, que sustentan a las células ciliadas externas<sup>6</sup>.

Existen dos tipos de células ciliadas: las células ciliadas internas (CCI), que constituyen una hilera situada en el lado interno del túnel de Corti, y las externas (CCE), que forman tres hileras en el lado externo del túnel. Los dos tipos de células tienen estereocilios en su polo apical, un soma celular (piriforme para las CCI y cilíndrico para las CCE), y un polo basal o sináptico, donde reciben la inervación de las fibras aferentes y eferentes procedentes de las neuronas del ganglio espiral (GE) o de Corti, que representan la primera neurona de la vía auditiva ascendente (figura 2 ).



**Figura 2.** Diferencias estructurales de las CCI y las CCE. Tomado de Nadol y Burgess<sup>7</sup>

El OC se encuentra cubierto por una membrana acelular, la membrana tectoria, que participa en la activación de las células ciliadas a través del cambio direccional de sus estereocilios. El movimiento de la membrana tectoria desencadena un movimiento pasivo de los cilios, que provoca la despolarización de las células ciliadas y la generación de potenciales de acción en las terminaciones del nervio auditivo, que son propagados hasta los centros corticales.

Así, las células ciliadas se han definido como transductores mecanobiológicos muy sensibles que son capaces de transformar la energía mecánica que porta la onda sonora, en energía bioeléctrica. Mediante este proceso, denominado transducción mecanoeléctrica, la información sonora se transforma en un mensaje neural que alcanza la corteza cerebral, donde se analiza.

### 1.1.2.- Inervación del receptor auditivo

La cóclea de los mamíferos recibe fibras nerviosas:

- a.- Aferentes, que van al tronco cerebral por el nervio auditivo
- b.- Eferentes, que provienen de núcleos olivares por el fascículo de Rasmussen
- c.- Simpáticas, que llegan desde los ganglios cervicales

Las CCI y las CCE reciben inervación aferente a través de fibras procedentes de las neuronas del ganglio de Corti, que en el ser humano posee unas 30000-50000 neuronas, todas ellas bipolares<sup>8</sup> (con una prolongación periférica y otra central). Estas neuronas a su vez envían su axón a los núcleos cocleares del troco cerebral formando el nervio auditivo (VIII par).



Las CCI reciben contactos de las neuronas de tipo I (bipolares grandes y mielínicas) que son las más abundantes (aproximadamente el 90-95%); por su parte las CCE reciben contactos de las neuronas de tipo II (seudomonopolares y amielínicas) que son minoritarias (aproximadamente 5.10%).

Cada neurona de tipo I produce sinapsis (excitadora, mediada por glutamato como neurotransmisor) con una única CCI, aunque cada una de estas células recibe contactos de 10 a 20 neuronas. Por su parte, cada neurona de tipo II hace sinapsis (que parece ser inhibidora) con 15 a 20 CCE, pese a que cada CCE sólo recibe 1 o 2 contactos, siempre de la misma neurona (figura 2). Estas células constituyen el inicio de la vía auditiva.

### **1.1.3.- Vía auditiva ascendente**

Las prolongaciones centrales del ganglio de Corti forman el nervio auditivo. Hasta cierto punto, la tonotopía de la cóclea y la disposición espacial de las células del GE se mantienen a lo largo del nervio auditivo. Las fibras nerviosas que constituyen el nervio auditivo se encuentran ordenadas en espiral, de forma que las fibras que provienen de la parte apical de la cóclea se localizan en la parte central, mientras que las que provienen de la espira basal se localizan en la periferia del nervio.

Desde el nervio auditivo hasta el córtex cerebral las vías auditivas ascendentes presentan una organización compleja que se extiende a lo largo del tronco cerebral (núcleos cocleares y complejo olivar superior), el mesencéfalo (colículo inferior), el diencefalo (cuerpo geniculado medial) y la corteza cerebral (córtex auditivo)<sup>5</sup>. La corteza cerebral auditiva está localizada en los lóbulos temporales y representa la última estación de la vía auditiva.

#### 1.1.3.1.-Núcleos cocleares

Tras recorrer el conducto auditivo interno (CAI), el nervio auditivo penetra en la fosa lateral del bulbo terminando en dos núcleos celulares localizados en la superficie lateral del pedúnculo cerebeloso inferior: núcleo coclear dorsal (NCD) y núcleo coclear ventral (NCV). El NCV puede subdividirse a su vez en núcleo coclear anteroventral y posteroventral.

Una vez que penetran en el tronco, cada una de las fibras del nervio auditivo se divide en dos ramas:

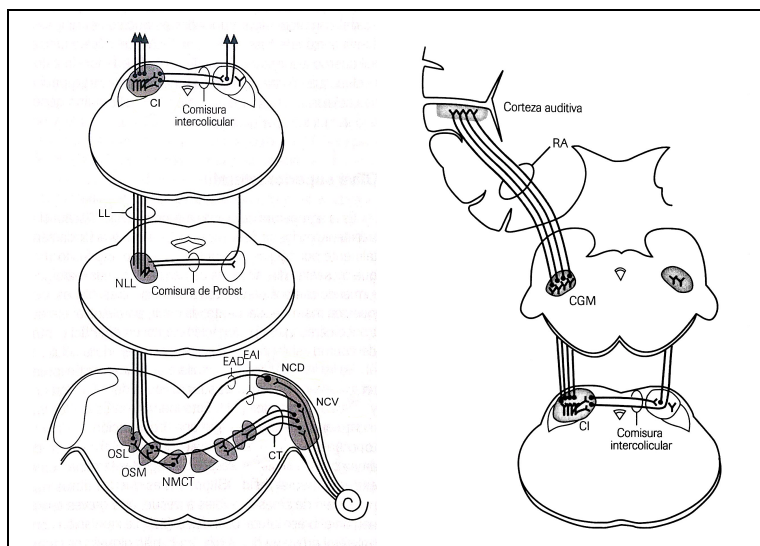
- una rama se proyecta anteriormente hacia el núcleo coclear anteroventral.
- la rama posterior se proyecta en el NCD después de atravesar y dar colaterales en el núcleo posteroventral.

Todas las fibras que componen el nervio coclear se proyectan en los núcleos cocleares, sin que ninguna de ellas los sobrepase. En estos núcleos, también se mantiene una organización tonotópica de las fibras, pero en espejo a la cóclea.

De las fibras que parten del NCV, un tercio son homolaterales y dos tercios son cruzadas. La mayoría de ellas se dirigen al complejo olivar superior, aunque otras siguen directamente su trayecto por el lemnisco lateral (cinta de Reil). Las fibras que parten del NCD y forman la estría acústica dorsal son todas cruzadas y se dirigen al núcleo dorsal del lemnisco lateral y al colículo inferior.

#### 1.1.3.2.- Complejo olivar superior

En la porción ventrolateral de la protuberancia se sitúa un conjunto de núcleos que constituyen el complejo olivar superior y que se encuentran en la vía auditiva entre los núcleos cocleares y el colículo inferior (figura 3). Es el primer lugar de la vía auditiva donde las neuronas reciben proyecciones de ambos oídos.



**Figura 3.** Esquema de la vía auditiva ascendente. CT: cuerpo trapezoide. NCV: núcleo coclear ventral. NCD: núcleo coclear dorsal. EAI: estría acústica intermedia. EAD: estría acústica dorsal. OSL: oliva superior lateral. OSM: oliva superior medial. NMCT: núcleo medial del cuerpo trapezoide. NLL: núcleos del lemnisco lateral. LL: lemnisco lateral. CI: colículo inferior. CGM: cuerpo geniculado medial. RA: radiación acústica.

A partir del complejo olivar superior la vía auditiva se decusa: un 60% de las fibras serán contralaterales y un 40% homolaterales, es decir, se produce el entrecruzamiento de la vía. Se cree que el complejo olivar superior juega un papel en la audición direccional ya que la función localizadora de la fuente sonora necesita la integración de los mensajes de ambos oídos<sup>9</sup>.

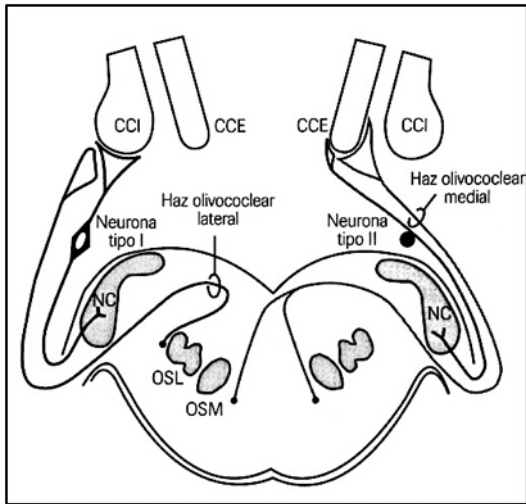
#### 1.1.3.3.- Colículo inferior, tálamo y córtex auditivo

El lemnisco lateral conecta los núcleos cocleares y el complejo olivar superior con el colículo inferior, situado en el mesencéfalo, que constituye una estación de relevo obligatoria en la vía auditiva ascendente, por lo que recibe prácticamente todas las aferencias que provienen de los núcleos inferiores, tanto ipsi como contralaterales, de la vía auditiva. El colículo inferior está vinculado a la integración binaural de la audición por la gran cantidad de conexiones sinápticas y circuitos inhibidores y activadores muy complejos que posee<sup>10</sup>. Las proyecciones eferentes del colículo inferior están destinadas en su totalidad al cuerpo geniculado medial del tálamo, que recibe proyecciones bilaterales del colículo inferior (figura 3). En el cuerpo geniculado medial del tálamo nos encontramos las últimas neuronas de la vía auditiva. También tiene una organización tonotópica y desempeña no sólo un papel de conexión sináptica sino que también realiza funciones integradoras. Proyecta las fibras hacia la corteza homolateral conocida como radiación acústica de Pfeiffer. Estos axones se dirigen al labio inferior de la cisura horizontal de Silvio, lugar que ocupan los centros analizadores corticales del sonido en las áreas 21, 22, 41 y 42 de Brodman. Estas áreas se localizan en el lóbulo temporal a la altura de la circunvolución de Heschl.

#### **1.1.4.- Vía auditiva descendente**

Además de la vía auditiva ascendente existen unas vías auditivas descendentes que en muchas ocasiones son paralelas, y que van desde el bulbo al órgano de Corti (figura 4). Estas fibras nacen en la parte superior de la oliva bulbar homo- y contralateral, es decir, parcialmente en el núcleo del cuerpo trapezoide, dirigiéndose hacia el IV ventrículo, pasando la línea media, caminando seguidamente hacia los núcleos después del nervio vestibular, enrollándose en espiral alrededor del nervio auditivo en la cóclea, para terminar en el órgano de Corti, junto a las células sensoriales.

Este fascículo eferente es parte de un vasto sistema de control de escalas inferiores por los centros superiores a lo largo de la vía auditiva. El fenómeno auditivo desde el órgano de Corti está, por tanto, sometido a un estímulo control de los centros superiores gracias a las fibras eferentes.



**Figura 4.** Esquema de las vías auditivas eferentes olivococleares. CCE: células ciliadas externas; CCI: células ciliadas internas; NC: núcleo coclear; OSL: oliva superior lateral; OSM: oliva superior medial. Tomado de Gil-Carcedo<sup>5</sup>

## 1.2.- Fisiología de la audición

En el ser humano la audición tiene una importancia crucial, pues con él se ha desarrollado el lenguaje, que es la base de buena parte de nuestra evolución como seres humanos.

El pabellón auditivo es una antena acústica que recibe la onda sonora. El CAE se encarga de conducir la onda sonora hasta el tímpano, y se comporta como un pequeño adaptador de impedancias entre la baja impedancia del medio aéreo y la propia de la membrana timpánica.

La cadena de huesecillos del oído medio se comporta en conjunto como una palanca que adapta su eje de movimiento, y por tanto su acción sobre la VO, a la intensidad de la onda sonora recibida. Transforma la onda sonora en vibraciones mecánicas que se transmiten al oído interno a través de la membrana de la VO.

Los líquidos laberínticos transmiten a las células sensoriales la onda de presión que llega a la membrana de la VO.

El receptor auditivo u órgano de Corti, alojado en el interior de la cóclea, se encarga de recibir y analizar las vibraciones que le llegan desde el exterior. Estas vibraciones constituyen unas ondas sinusoidales que se denominan “sonido”. Esta perturbación del medio presenta dos características principales: su frecuencia (baja o grave, y alta o aguda) y su intensidad (débil o fuerte). Los sonidos naturales se presentan como conjuntos de diversas frecuencias, por lo que el sistema auditivo debe descomponer estos sonidos complejos en frecuencias simples, realizando el análisis posterior en la vía auditiva.

El receptor auditivo humano percibe un espectro de frecuencias entre los 20 y los 20000 Hz para una intensidad inferior a 130 db. Estos datos permiten la construcción de la denominada curva audiométrica del oído interno humano. Entre los 250 y los 6000 Hz el umbral de audición normal es muy bajo, entre 10 y 20 db. La “zona conversacional” se sitúa, evidentemente, en este rango medio de la capacidad auditiva.

El OC realiza la transducción mecanoeléctrica que convierte la onda sonora en un mensaje neural que, a través de las fibras nerviosas de la vía auditiva, llegará a la corteza cerebral. Con independencia de las características o la complejidad de la onda sonora que le alcance, el receptor auditivo analiza la frecuencia y la intensidad del sonido, con una discriminación temporal de 1 milisegundo. Para estos procesos dispone de sistemas mecánicos y mecanoeléctricos que realizan su función en un ambiente iónico muy especial. Serán las CCI las verdaderas células sensoriales para la audición mientras que las CCE se van a encargar de modular la información recibida<sup>5</sup>.

Podríamos dividir la función coclear en tres partes:

- La macromecánica coclear, que describe el movimiento de los líquidos y las membranas.
- La micromecánica coclear, que se refiere en concreto al OC, las células ciliadas y la membrana tectoria.
- La transducción, que es la respuesta electroquímica de la célula ciliada ante los movimientos de la membrana basilar.

### **1.2.1.- Macromecánica coclear**

Las ondas sonoras pasan a través del oído externo y medio, donde provocan vibraciones de la cadena de huesecillos, que llegan a la platina del estribo y a la membrana de la VO. Al vibrar ésta se produce una onda de presión que es transmitida al receptor auditivo a través de los medios líquidos cocleares, generándose un diferencial de presión a lo largo de las membranas cocleares. Esta onda utiliza la MB coclear como plano de avance desde la base al ápex, haciéndola vibrar de forma selectiva<sup>5</sup>.

Esta vibración no es homogénea siendo más gruesa y corta en la base, adelgazando y alargándose progresivamente conforme se acerca al ápex. Esta morfología permite que cada región tenga una frecuencia de resonancia (tonotopía de la frecuencia coclear o cocleotopía). Békésy<sup>11</sup> en 1960 indica que la MB se comporta como un analizador del sonido que realizaría el papel de un filtro acústico, considerándola como el verdadero “primer filtro” coclear del sonido. Este sistema de cribado de frecuencias supone que aquéllas que son agudas provocan el desplazamiento máximo de la MB en la espira basal coclear, mientras que las graves lo hacen en el ápex.

### **1.2.2.- Micromecánica coclear**

El OC y la membrana tectoria siguen los movimientos impuestos por la vibración de la MB perpendicularmente a su superficie.

La función de las CCE es muscular, estas células intervienen en el mecanismo de sintonización frecuencial, contrayéndose y expandiéndose para amplificar los desplazamientos de la membrana basilar y tectoria, en función de la frecuencia de las señales sonoras que llegan al sistema auditivo. Los cilios de las CCE establecen contacto con la membrana tectoria y durante el desplazamiento de la basilar sufren un cizallamiento entre la lámina tectoria y la cuticular de la MB.

Las CCE son las verdaderas responsables de la alta selectividad frecuencial y del denominado “segundo filtro”<sup>5</sup>. La capacidad de las CCE para modular la intensidad del sonido, contribuyendo así al análisis frecuencial fino que realiza el receptor auditivo, se realiza mediante su capacidad contráctil. Son elementos “amplificadores cocleares” mediante los mecanismos de contractibilidad activa y se encargan de adaptar el umbral

auditivo de las CCI, especialmente ante sonidos de intensidad media o moderada.

Por tanto, las CCI son las verdaderas células sensoriales de este receptor, son las responsables de la transducción de las vibraciones a impulsos eléctricos, y de enviar al sistema nervioso central (SNC) la información que previamente han filtrado los sistemas mecánicos (MB y CCE).

### **1.2.3.- Transducción mecano-eléctrica**

Los estereocilios son transductores mecano-eléctricos altamente polarizados muy sensibles a los desplazamientos<sup>5</sup>. Se encargan de transformar la energía mecánica en bioeléctrica debido a que su desplazamiento, inducido por el roce y la deflexión provocada por la membrana tectoria, permite la apertura de los canales iónicos localizados en las regiones apicales de los mismos<sup>12</sup>. La apertura de dichos canales provoca la entrada de cationes (especialmente potasio y calcio) en las células ciliadas y su despolarización<sup>5</sup>.

La transducción mecano-eléctrica provoca la despolarización celular de las CCI y de las CCE, aunque con efectos diferentes. Mientras que en las CCE se producen los movimientos contráctiles antes comentados, la despolarización de las CCI produce la liberación de neurotransmisores (glutamato) por su polo basal.

La mayoría de las fibras aferentes forman sinapsis con las CCI, lo cual indica que éstas son las responsables de la mayor parte de la actividad del nervio coclear. Las fibras aferentes así activadas remiten el mensaje auditivo al sistema nervioso central.

### **1.2.4.- Procesamiento del sonido**

El oído interno traduce las señales acústicas, el sonido, en señales bioeléctricas, es decir, en potenciales de acción en la rama coclear del nervio cocleovestibular. El mensaje auditivo que se origina se transmite a través del nervio auditivo y llega a los núcleos cocleares del tronco cerebral, donde forma contactos sinápticos con las neuronas de éstos núcleos, a partir de los cuales se inicia la vía auditiva<sup>6</sup>.

Sobre estos principios generales el receptor auditivo proporciona al cerebro los códigos neurales necesarios para el procesamiento de las frecuencias (procesamiento espectral) y la duración e intensidad del sonido (procesamiento temporal). El procesamiento se produce en las diferentes estaciones de la vía auditiva central situadas

en el puente, cerebro medio, tálamo y corteza cerebral, donde finalmente se analiza la escena auditiva.

El cerebro utiliza la información de los dos oídos en combinación para generar el código binaural que permite localizar el sonido en el espacio. En el ser humano además del procesamiento de la señal auditiva se produce una adaptación filogenética específica para el desarrollo de la comunicación que conocemos como lenguaje.

De este modo el SNC humano debe procesar las propiedades espectrales, temporales y binaurales como el resto de los mamíferos y además tiene que analizarlas con el objeto de desarrollar la comprensión verbal y el procesamiento del lenguaje.

La cocleotopía o tonotopía del nervio auditivo deriva directamente de la organización funcional y anatómica de la cóclea, de modo que las neuronas ganglionares responden en estimulación natural de forma progresiva a diferentes frecuencias según su localización coclear. Las expansiones distales y las proximales de las neuronas del ganglio espiral penetran en el modiolos y forman el nervio auditivo manteniendo una orientación paralela y ordenada.

Tras su penetración en los núcleos cocleares los aferentes primarios se bifurcan de una forma secuencial empaquetando las neuronas en laminas paralelas.

La consecuencia de esta arquitectura, descubierta por Cajal y Lorente de No, es que en los núcleos cocleares las neuronas ubicadas en relación con las ramas de los aferentes primarios en capas paralelas más ventrales reciben contactos de regiones más apicales (frecuencias bajas) y gradualmente de regiones más basales en sentido más dorsal<sup>13</sup>.

La organización anatómica en láminas cocleotópicas de neuronas y su contrapartida funcional, las líneas de isofrecuencia, se ha demostrado en todos los escalones de la vía auditiva de los mamíferos, desde los núcleos cocleares hasta la corteza auditiva y es la base para comprender el análisis neural espectral<sup>14,15</sup>.

Las neuronas con similar frecuencia característica se orientan en un plano dado, o lo que es lo mismo, para el espectro audible los canales de frecuencias generados en la cóclea se procesan en compartimentos ordenados a lo largo del SNC.

Los campos receptivos sintonizados a frecuencia son la base conceptual para comprender el mecanismo de sensibilidad a las frecuencias de las neuronas auditivas. A las frecuencias del sonido a que responde una neurona se le denomina campo receptivo y a aquella frecuencia en la que lo hace de forma mas vigorosa (con una menor intensidad del estímulo) se le llama frecuencia característica o mejor frecuencia.



Experimentos electrofisiológicos de bloqueo iontoforético de los receptores de GABA y/o de glicina han demostrado que los campos receptivos se amplían cuando la inhibición de las neuronas deja de ser efectiva<sup>16</sup>. Lo que significa que la sintonía neural y en consecuencia la respuesta a frecuencias de las neuronas auditivas depende de circuitos que delimitan el rango de frecuencias a las que se activa una neurona sintonizada.

Este fenómeno es de enorme importancia para comprender los efectos centrales de la implantación coclear porque la capacidad de sintonizar neuronas dependería en todo caso de la preservación o reorganización de los circuitos inhibitorios que presumiblemente se deterioran o alteran en la vía inactivada por la sordera.

Este efecto tiene también especial relevancia porque la estimulación eléctrica en los pacientes hipoacúsicos refinaría los circuitos para la discriminación de los campos receptivos de las neuronas<sup>17</sup>. Por otra parte en la sordera congénita de larga duración la ausencia de estimulación puede generar defectos o ausencia en la organización de los microcircuitos encargados del análisis espectral. Hipotéticamente la activación eléctrica de la vía facilitaría de una forma efectiva la reorganización tonotópica desarrollando nueva sintonía neural, nuevas colaterales de las neuronas inhibitorias y en consecuencia nuevos campos receptivos<sup>18,19</sup>.

Estudios realizados mediante registros en la corteza cerebral de cobayas con sordera unilateral han demostrado que la pérdida de la actividad en un rango restringido de frecuencias provoca en la corteza cerebral la expansión de las frecuencias adyacentes, indicando la capacidad del cerebro para reorganizarse a la hora de adaptar su análisis espectral<sup>20</sup>.

Por otro lado también con un paradigma parecido se ha demostrado en monos que el entrenamiento con sonido permite recuperar en gran medida el rango y la distribución de los compartimentos de procesamiento espectral<sup>21</sup>.

La importancia de la profundidad de inserción y de la longitud de los electrodos del IC puede estar relacionada con la estimulación de una mayor dotación de neuronas ganglionares y en consecuencia con el desarrollo de un número mayor de neuronas centrales resintonizadas tras la sordera y por supuesto con un más completo rango de láminas y planos de frecuencia en el sistema nervioso central.

En resumen la finura de la sintonía neural tras la implantación podría hipotéticamente depender de la disponibilidad de un número mayor de circuitos activados por un número más elevado de aferentes primarios.

### **1.3.- Hipoacusia neurosensorial bilateral severa-profunda**

Evidentemente, una disfunción en alguno de los órganos que intervienen en el proceso de audición va a dar lugar a una hipoacusia. Si la hipoacusia está asociada a problemas en el CAE, el tímpano o la cadena de huesecillos, se hablará de una hipoacusia de transmisión. En estos casos, la onda acústica alcanza la cóclea de forma atenuada, en comparación con una audición normal. Las pérdidas en estos casos no suelen superar los 60 db, ya que en presencia de un estímulo acústico intenso, la onda acústica puede propagarse a través de los huesos del cráneo, llegando hasta la cóclea con energía suficiente como para proporcionar un estímulo perceptible. Este tipo de hipoacusias permiten en general soluciones quirúrgicas basadas en la reparación o reconstrucción del órgano dañado y en su defecto se corrigen satisfactoriamente mediante la utilización de prótesis auditivas.

En el contexto de los problemas auditivos neurosensoriales existen dos grandes grupos: el de pacientes con lesión limitada al OC pero en los que el nervio auditivo está en condiciones de funcionar, y el de pacientes que tienen lesionado el nervio auditivo, asociado o no a una lesión del OC. Clásicamente se ha considerado que los pacientes que pertenecen a este segundo grupo no pueden beneficiarse del uso de un IC, ya que para que dicho tratamiento resulte eficaz se requiere que el nervio auditivo pueda ser estimulado mediante estímulos eléctricos.

Cuando el órgano dañado es la cóclea se habla de hipoacusia del oído interno y suele estar asociada a una lesión de las células ciliadas. Estas células son extremadamente sensibles y pueden quedar dañadas debido a determinados procesos infecciosos o al consumo de determinados medicamentos u otras sustancias.

Cuando las CCI están dañadas se presenta una sordera debido a la ineficacia de la transducción auditiva. En este caso, no es eficaz la conversión de la vibración mecánica en potenciales de acción del nervio auditivo.

Cuando la lesión se produce en las CCE no se producirá una correcta sintonización, lo que producirá una pérdida de discriminación frecuencial y un efecto de reclutamiento.

En la mayoría de los casos de HNS existe una lesión de un cierto porcentaje de CCI y de CCE, lo que produce una pérdida de parte de funcionalidad de terminaciones

del nervio auditivo, siendo distinta la incidencia de estas lesiones a lo largo de la cóclea. Como consecuencia, los pacientes que sufren este tipo de sordera se caracterizan por presentar un audiograma y un umbral de dolor alterado, una pérdida del rango dinámico y una distorsión del sonido que se traduce en una pérdida de inteligibilidad.

Normalmente estos pacientes presentan una caída en las frecuencias agudas cuando se les realiza una audiometría tonal, ya que la menor irrigación de la zona basal de la cóclea, cuyas células ciliadas son las responsables de la percepción de sonidos agudos, hace que sus células estén más expuestas a los agentes patógenos y queden dañadas con mayor facilidad que las de la región apical.

Las causas que pueden originar una HNSBP-S son muchas y diversas. Entre las causas congénitas existen causas hereditarias, debidas e enfermedades virales durante el embarazo ( rubeola, citomegalovirus, toxoplasmosis, sífilis, herpes o VIH), malformaciones craneofaciales, sufrimiento fetal, partos distócicos, bajo peso al nacer, incompatibilidad sanguínea entre madre e hijo, uso de medicamentos ototóxicos durante el embarazo, o radiología en el primer trimestre de gestación.

En el niño y en la edad adulta, las causas que pueden originar una HNS pueden ser infecciones crónicas, otitis de larga evolución o muy frecuentes, sarampión, meningitis, ototóxicos, traumatismos craneales, tratamientos antineoplásicos, exposición prolongada a ruidos o a vibraciones importantes.

En relación con la edad del paciente en el momento de la aparición de la hipoacusia con respecto a la adquisición del lenguaje, podemos hablar de :

- Hipoacusias prelinguales, cuando la pérdida tiene lugar desde el nacimiento (congénita), en el primer año de vida (temprana) o en el segundo año de vida (tardía).
- Hipoacusias perilinguales, entre los 2 y los 4 años de vida (infancia precoz)
- Hipoacusias poslinguales, cuando la hipoacusia aparece entre los 5 y los 18 años (infancia tardía) o a partir de los 18 años (adulto).

En una cóclea dañada, con las hipoacusias descritas, el IC trata de imitar el mecanismo de conversión del sonido en potenciales de acción, proporcionando al paciente implantado una representación del sonido lo más parecida posible a la que tendría con una cóclea sana.

## **1.4.- El implante coclear. Características y aspectos generales**

Aunque la HNS puede ocurrir por una alteración a cualquier nivel de la vía auditiva, en la mayoría de los casos el problema está localizado en el oído interno. El IC es un dispositivo electrónico que no restaura la audición en estos pacientes, pero sí hace posible la percepción de estímulos auditivos.

El IC es un sistema artificial de avanzada tecnología formado por componentes externos e internos, cuya misión es transformar las señales acústicas en impulsos eléctricos que estimulan directamente el nervio auditivo y envían el sonido al cerebro. Este dispositivo intenta sustituir el proceso de transducción y los fenómenos bioeléctricos que se producen en las células ciliadas del OC, para transmitir las aferencias auditivas al nervio coclear, cuando aquéllas se encuentran dañadas.

Hoy se conoce que los umbrales de audición que se pueden conseguir con un IC están en el orden de los 25 o 35 decibelios, y que dichos umbrales obtenidos perduran a través del tiempo prácticamente sin modificación.

Después de más de 325.000 implantes realizados en todo el mundo y alrededor de 14.500 en España, según datos de la AICE (Asociación de Implantados Cocleares de España)<sup>1</sup>, se sabe que es una técnica segura, los materiales empleados en la fabricación de los implantes provocan sólo mínimas respuestas inflamatorias locales y no determinan alteraciones en el desarrollo del cráneo. Además, se ha comprobado que la estimulación eléctrica no produce daños significativos en la vía auditiva; como prueba de ello es que la FDA ha ido paulatinamente descendiendo la edad de implantación permitida<sup>22,23,24</sup>.

Los implantes actuales tienen una elevada fiabilidad de funcionamiento, y la tasa de fallo global se ha ido reduciendo con el paso de los años. Según los datos publicados por los tres fabricantes de IC más utilizados, la supervivencia del primer modelo comercializado es del 92,8% en niños y del 96,4% en adultos a los 16 años de implantación. Con los últimos modelos comercializados, la fiabilidad en adultos es del 99,9% al año y del 99,7% a los 4 años<sup>25</sup>.

Los datos disponibles en la literatura indican que la supervivencia acumulada no está relacionada con el tiempo de funcionamiento del mismo, esto es, que no tienden a fallar más con el paso de los años. Por otra parte, en los raros casos en que el implante falle, existe la posibilidad de realizar una reimplantación de otro equipo.

En los últimos 20 años, se ha conseguido restaurar la función auditiva con los implantes cocleares en los grupos clásicos de candidatos, especialmente los adultos poslocutivos y los niños pequeños, y la mayoría alcanzan una inteligibilidad del 90-100% en las pruebas audiométricas clásicas. Sin embargo, la mayoría de ellos sigue teniendo dificultad para la comprensión de la palabra en ruido o ambientes con multiparlantes, y para la percepción musical.

En un intento de superar estos y otros retos, así como de ampliar el rango de pacientes candidatos, casi todos los aspectos de los IC han ido cambiando y aportando mejoras. En la última década, los criterios de inclusión se han expandido, para incluir los implantes bilaterales, los pacientes en edades extremas, tales como ancianos o niños menores de 1 año, así como pacientes con múltiples discapacidades, cócleas anatómicamente anormales, audición residual e incluso otras indicaciones más en el límite como aquellos pacientes con hipoacusia unilateral o acúfeno incapacitante<sup>4</sup>.

#### **1.4.1.- Historia del implante coclear**

La idea de estimular el nervio auditivo para conseguir detección de sonido se atribuye a Benjamin Franklin en 1751

En 1790, Alessandro Volta inventa la primera pila eléctrica, y, para probarla, coloca un electrodo en cada uno de sus dos conductos auditivos externos y hace pasar entre ellos una corriente de 50 voltios; pierde la conciencia, pero al despertarse, recuerda haber tenido sensaciones auditivas.

En 1957, Djourno y Eyres implantan un electrodo en el oído de una paciente que se había quedado sorda como consecuencia de una cirugía por colesteatoma; la paciente vuelve a escuchar sonidos y a comprender algunas pocas palabras, pero con el tiempo deja de funcionar.

En 1961, William House, implanta varios electrodos en el interior de la cóclea de un profesor que queda sordo como consecuencia de una infección, y consigue que detecte algunos sonidos; en aquel entonces, los cables salían a través de la piel y se conectaban a ordenadores y generadores de estímulos eléctricos que ocupaban todo un escritorio.

En 1973 se logra el primer implante portátil, que el paciente podía llevar con si mismo todo el tiempo. En dicho dispositivo los cables de los electrodos llegaban a una especie de enchufe de baquelita que, atornillado al hueso, salía a través de la piel.

En 1978, Graeme Clark implanta el primer paciente con implante multicanal.

A principios de los 80 había cuatro dispositivos pendientes de aprobación por la FDA. El House 3M es el primer IC que consigue la aprobación para ser utilizado en pacientes adultos en USA y se implanta por primera vez en 1984. En 1990 la FDA autoriza la implantación en niños mayores de 2 años, en 1998 la FDA autoriza la implantación de niños menores de 2 años, y en 2000 se autoriza la implantación no sólo de las sorderas profundas sino también de las sorderas severas.

Desde entonces, se han ido aprobando múltiples cambios que aportan continuos avances en el campo de los implantes cocleares.

#### **1.4.2.- Cómo se produce la audición a través de un implante coclear**

La cóclea sana realiza un proceso de análisis del sonido que permite extraer información relativa a la intensidad, a la distribución espectral y a la distribución temporal de la energía acústica. Esta información queda representada en forma de potenciales de acción en el nervio auditivo y es transmitida al SNC donde es procesada e interpretada.

En una cóclea dañada, el IC trata de imitar el mecanismo de conversión del sonido en potenciales de acción, proporcionando al paciente implantado una representación del sonido lo más parecida posible a la que tendría con una cóclea sana.

El principio básico de los IC consiste en la estimulación eléctrica del nervio auditivo. De este modo, insertando corriente eléctrica en las proximidades del nervio auditivo, el implante sustituye la generación de potenciales de acción de las células ciliadas, haciendo posible la percepción de estímulos auditivos. Dicha estimulación eléctrica es generada por un conjunto de electrodos alojados en el interior de la cóclea durante la intervención quirúrgica. El patrón de actividad eléctrica de los electrodos es controlado por un procesador externo.

En la mayoría de los IC empleados actualmente las formas de estimulación se realizan teniendo en cuenta tanto la teoría tonotópica de la percepción auditiva como el principio de codificación temporal. Según la teoría tonotópica, la sensación de tono se percibe a través del lugar a lo largo de la cóclea en el que se produce la estimulación. Según el principio de codificación temporal, las variaciones temporales de las características del sonido se perciben a través del patrón temporal de actividad en las fibras del nervio auditivo.

Por ello los IC separan el sonido en canales o bandas de frecuencia, correspondiendo cada banda a uno o varios electrodos intracocleares, de modo que los canales de frecuencias más graves dan lugar a una estimulación de los electrodos más apicales, y los canales de frecuencias más agudas producen la estimulación de los electrodos más basales, de acuerdo con la teoría tonotópica.

Además, la estimulación generada por cada electrodo varía en el tiempo de acuerdo con la energía que hay en cada instante de tiempo en la correspondiente banda de frecuencia y permite la percepción de la evolución temporal de las características del sonido, tal como establece el principio de codificación temporal.

En resumen, el implante proporciona, por cada canal y en cada instante de tiempo, una corriente eléctrica cuya intensidad depende de la energía acústica en la banda de frecuencias correspondiente y el instante considerado.

#### 1.4.2.1.- Componentes del sistema de implante coclear

Todos los IC tienen en común unos componentes básicos:

- El micrófono, que capta la señal acústica del exterior
- El procesador de voz, elemento responsable de codificar esa señal y generar un impulso eléctrico que se transmite a través de la piel
- La unidad de baterías, unida al procesador, que aporta la energía necesaria para todo el proceso
- La bobina transmisora, que establece contacto con la parte interna denominada receptor-estimulador, recibe las señales desde el exterior y las hace llegar a los electrodos situados en la cóclea
- El receptor-estimulador interno, unido a un imán que le permite hacer contacto con la bobina externa
- La guía portadora de los electrodos, que el cirujano introduce dentro de la cóclea.

El micrófono, el procesador de voz, la unidad de baterías y la bobina transmisora forman las partes externas del sistema de IC. El receptor-estimulador y la guía de electrodos a la que va unido, constituyen las partes internas.

#### 1.4.2.2.- Procesamiento de la señal de audio

Las etapas básicas de procesamiento de la señal son amplificación, filtrado, detección de envolvente, compresión y codificación.

La señal de audio, una vez adquirida por el micrófono es amplificada y analizada por el procesador. El procesador calcula con qué intensidad de corriente deberá ser estimulado cada uno de los electrodos en cada instante de tiempo. Esta información es codificada y transmitida junto con la energía necesaria para la estimulación eléctrica mediante una transmisión de radiofrecuencia, a través de la piel del paciente, hacia la parte interna implantada. Tanto el transmisor como el receptor-emisor de estímulos disponen de sendas antenas de radio que permiten esta transmisión.

Gracias a la transmisión de la información codificada de la señal sonora y la transmisión de energía necesaria que se realiza entre la antena de la parte externa y la interna, la parte interna se encarga de crear una diferencia de potencial entre el electrodo de referencia y cada uno de los electrodos activos. El receptor-emisor de estímulos recibe la señal de radio, la decodifica obteniendo los niveles de estimulación eléctrica en cada electrodo y en cada instante de tiempo, y genera los estímulos cocleares. Los estímulos eléctricos producidos en la cóclea dan lugar a la generación de potenciales de acción en el nervio auditivo, que son transmitidos al cerebro y percibidos e interpretados como sensaciones auditivas o sonidos.

Para que se pueda dar esta transformación, el IC precisa de una serie de estrategias de codificación, que realizan un tratamiento de la señal extrayendo la información espectral y temporal de la señal acústica y lo transforman en un código eléctrico. La estrategia de codificación varía bastante de unos modelos a otros, si bien todos los procesadores tienen en común la separación de la señal de audio en distintas bandas de frecuencia, con el objeto de asociar cada banda espectral a un electrodo y por tanto a una región de la cóclea. Las estrategias de codificación que más se han empleado y se emplean actualmente en el mundo de los IC son las estrategias de codificación pulsátiles. Son las estrategias de codificación que realmente han hecho del IC un tratamiento de éxito de la HNSBS-P.

**Tabla 1.** Estrategias de codificación pulsátiles. Tomado de Rodrigo<sup>26</sup>

Extracción de formantes	Captura de picos	Espectrales	Estructura Fina espectral y temporal
MPEAK	n-of-m	CIS	EAS,
F0/F1/F2	SPEAK	CIS+	FSP
F0/F2	ACE	HiRes	FS4P
	MP300	HiRes120 (Estructura fina espectral)	



En la tabla 1 se muestran las diferentes estrategias de codificación pulsátiles que se han empleado o se emplean en la actualidad en diferentes sistemas de IC<sup>26</sup>.

Una vez que la señal acústica ha sido codificada y transformada en una señal digital, debe ser enviada a la guía de electrodos para poder estimular la cóclea. Para ello se crearon las estrategias de estimulación. Para poder construir un dipolo, necesario para cerrar el circuito de estimulación dado que el estímulo se genera mediante un pulso bifásico, se emplea un electrodo activo y un electrodo de referencia. Dependiendo de cómo se utilicen los electrodos dentro de la guía, se habla de un tipo de estrategia de estimulación monopolar, bipolar, “common ground”, o tripolar.

#### **1.4.3.- Criterios de indicación de los IC en niños**

Los expertos clínicos recomiendan el cumplimiento de los siguientes criterios de indicación antes de realizar un IC en niños <sup>4</sup>:

Criterio 1: HNS bilateral de severa (pérdida auditiva 71-90 dB) a profunda (pérdida auditiva > 90 dB) o total (pérdida auditiva > 119 dB) en niños de 5 años hasta los 17 años. En los menores de 5 años, el criterio audiométrico es más restrictivo, es decir, está indicado el IC ante hipoacusias bilaterales profundas (> 90 dB). La edad ideal para recomendar el IC se sitúa antes de los 2 años de vida. Después de los 8-10 años, el rendimiento del IC será menor y es necesaria una valoración individual y siempre un período de pruebas con audífono durante 3-6 meses.

Criterio 2: Sin beneficio o con beneficio mínimo con audífonos después de un período de prueba de 3-6 meses. Se considera que el beneficio es insuficiente si los umbrales tonales a frecuencias conversacionales son superiores a 50 dB o bien el reconocimiento de bisílabas es inferior al 40% (en listados de palabras estandarizadas y balanceadas en contexto abierto y a 65 dB en silencio). Antes de los 5 años de edad no es posible realizar pruebas de audiometría verbal ante la falta de desarrollo del lenguaje y, por lo tanto, hay que hacer determinaciones de los umbrales tonales.

Criterio 3: Es recomendable una evaluación psicológica previa al IC como punto de referencia para evaluar el impacto del IC en la adaptación del niño a su nueva situación.

Criterio 4: Disponer de estudios de diagnóstico para la imagen que demuestren la existencia de una cóclea suficientemente desarrollada para alojar el electrodo y que confirmen la presencia de nervio coclear.

#### **1.4.4.- Criterios de indicación de los IC en adultos**

En los adultos, la prescripción del IC suele evaluarse teniendo en cuenta los beneficios que se espera que se logren gracias a la utilización del implante. En general, los principales factores pronósticos que determinan el aprovechamiento del implante son la edad de implantación, el grado, evolución y duración de la sordera, el nivel lingüístico del paciente y sus habilidades cognitivas.

Los expertos clínicos recomiendan el cumplimiento de los siguientes criterios de indicación antes de realizar un IC en adultos <sup>4</sup>:

Criterio 1: Hipoacusia neurosensorial bilateral de severa a profunda o total (pérdida auditiva de 71-90 a > 91dB) en frecuencias conversacionales (de 500 a 4.000 Hz) en adultos de cualquier edad pero con una esperanza de vida de más de 3-5 años. En las hipoacusias leves o moderadas en todas las frecuencias no está indicado el IC ya que se obtiene, habitualmente, beneficio con los audífonos .

Criterio 2: Hipoacusia poslocutiva. En los adultos, la edad a la implantación es un factor pronóstico independiente del factor de privación auditiva (resultados más satisfactorios a menos edad). De todas maneras, hay resultados de beneficio después de 9-10 años de privación auditiva, aunque es necesario tener en cuenta la plasticidad cerebral que puede variar entre individuos. Se recomienda una valoración individualizada si la privación de la audición es de más de 35-40 años.

No hay suficiente evidencia para recomendar el IC en adultos con hipoacusia bilateral prelocutiva de forma generalizada. No obstante, se recomienda una valoración individualizada del grado real de audición, el entorno educacional (oralista vs. lenguaje de signos) y las expectativas del paciente.

Criterio 3: Sin beneficio o beneficio mínimo con los mejores audífonos tanto a nivel tonal como verbal después de un período de prueba de 3-6 meses . Se considera que el beneficio es insuficiente si los umbrales tonales a frecuencias conversacionales son superiores a 50 dB o bien el reconocimiento de bisílabas es inferior al 40% (en listados de palabras estandarizadas y balanceadas en contexto abierto y a 65 dB en silencio).

Criterio 4: Convicción del paciente de que la mejora auditiva que le aportará el IC le beneficiará personal y socialmente. Se recomiendan valoraciones personales, laborales y psicológicas previas. Se recomienda considerar el IC cuando la hipoacusia

ocasiona importantes efectos adversos en la calidad de vida de la persona con el objetivo de reducir su impacto.

Criterio 5: Disponer de estudios de diagnóstico para la imagen que demuestren la existencia de una cóclea suficientemente desarrollada para alojar el electrodo y que confirmen la presencia de nervio coclear.

#### **1.4.5.- Evolución en las indicaciones**

En los últimos años, los criterios de inclusión de pacientes se han ampliado, incluyendo: edades extremas, como niños menores de un año o ancianos, adolescentes y adultos prelocutivos, pacientes con neuropatía auditiva, individuos con otras patologías asociadas a la sordera, pacientes con audición residual, implantes bilaterales, hipoacusia unilateral, o pacientes con acúfeno incapacitante.

##### 1.4.5.1.- Niños menores de un año de edad

La FDA acepta la implantación coclear en niños de  $\geq 1$  año de edad.

El screening universal de hipoacusia en los recién nacidos ha llevado a un diagnóstico cada vez más precoz de la hipoacusia, y en niños prelocutivos, dado que no está demostrado un mayor riesgo quirúrgico, la tendencia es a implantar tan pronto como se tenga un diagnóstico fidedigno de HNSBS-P y no se obtenga una mejora significativa de comunicación y audición después de un periodo de 3-6 meses con audífonos y terapia del habla y de formación, con el fin de aprovechar la gran plasticidad cerebral de los niños. Es preceptiva la implantación precoz en la hipoacusia post-meningítica, por la alta posibilidad de osificación coclear<sup>27</sup>.

##### 1.4.5.2.- IC en los ancianos

La hipoacusia es una patología de alta prevalencia en los ancianos y puede suponer un impacto negativo muy importante en su calidad de vida: la hipoacusia se asocia a aislamiento social, pérdida de autoestima, depresión y cambios en la personalidad.

El riesgo quirúrgico y anestésico en la población geriátrica no es significativamente mayor que el de la población general<sup>28</sup>, siendo más importantes para determinar el éxito del IC otros factores, como la degeneración del sistema auditivo,

tanto periférico como central, el deterioro cognitivo y la disminución de la plasticidad neural asociada con la edad.

El éxito de un IC en estos pacientes requiere una intacta vía auditiva hasta el córtex auditivo. Existen estudios histológicos que demuestran que los individuos de edad avanzada tienen una menor población de células en el GE que los jóvenes, aunque la relación entre este dato y el resultado del IC es compleja<sup>29,30</sup>.

Existen múltiples estudios que muestran una mejoría significativa de la percepción de la palabra en los ancianos con IC, y los resultados dependen más de la duración de la hipoacusia que de la edad por sí misma<sup>25,31-34</sup>.

Así pues, no existe límite superior de edad, y empieza a haber estudios de pacientes implantados octogenarios<sup>28,31,33,34,35</sup>. Lo más importante a tener en cuenta son los problemas generales de salud y la esperanza de vida, por lo que las indicaciones se deben realizar caso por caso.

#### 1.4.5.3.- Adolescentes y adultos prelocutivos

En los niños a partir de 6-8 años y en los adolescentes prelocutivos, se necesitan requisitos especiales para que los resultados del IC sean buenos: uso preferente de la comunicación oral en su entorno, excelente lectura labial, una buena estructura lingüística, lectura comprensiva, y una motivación consciente para el implante, por el esfuerzo que supone el proceso de aprendizaje. Salvo que se cumplan estas circunstancias, el beneficio en estos pacientes es escaso<sup>36-38</sup>.

En el caso de pacientes adultos prelocutivos, las expectativas son también en general bastante pobres; además de todo lo referido, debido a la edad su capacidad de aprendizaje se ve muy limitada<sup>36</sup>.

#### 1.4.5.4.- Pacientes con neuropatía auditiva

La neuropatía auditiva describe un grupo heterogéneo de alteraciones en el procesamiento auditivo caracterizado por presencia de otoemisiones acústicas y/o potenciales microfónicos con PEATC altamente alterados o ausentes.

Esto revelaría que las células ciliadas poseen un funcionamiento normal y que el estímulo no se transmitiría a través del nervio y la vía auditiva. No se sabe exactamente si la alteración está en la sinapsis entre la célula ciliada y la dendrita, si es una dendritopatía, o si es una desincronización de las fibras de la primera neurona al estímulo acústico.

La resonancia magnética se considera el gold standard en la evaluación de la neuropatía auditiva, pero esta medida no siempre es suficiente para determinar si existe una ausencia completa de nervio auditivo o si persisten algunas fibras nerviosas funcionantes.

El diagnóstico y manejo de los pacientes con neuropatía auditiva no es fácil, y la indicación de IC en esta población continua en debate, debido a la dificultad en la predicción de los resultados esperados<sup>25</sup>.

#### 1.4.5.5.- Pacientes con otras patologías asociadas a la sordera

Hay que tener en cuenta que aproximadamente el 30% de los niños con HNS tienen otras discapacidades asociadas, como ceguera, parálisis cerebral, autismo, síndrome de Down y otros<sup>25</sup>. Si bien es probable que no sean pacientes estrella, y aunque las familias tienen que ser conscientes de las expectativas, sí se sabe que mejora considerablemente su calidad de vida con el IC y amplían sus habilidades de comunicación<sup>39</sup>.

#### 1.4.5.6.- Hipoacusia unilateral y pacientes con acúfeno incapacitante

Entre las opciones para la rehabilitación auditiva en la hipoacusia unilateral se ha incluido recientemente la implantación coclear, con el fin de mejorar la inteligibilidad en ruido y la localización del sonido<sup>40,41</sup>.

Asimismo, en pacientes con hipoacusia súbita severa-profunda unilateral y acufeno incapacitante, algunos estudios recientes muestran una reducción del acúfeno tras la implantación coclear, aunque son precisos más estudios<sup>35,42</sup>.

#### 1.4.5.7.- Pacientes con audición residual

Hoy en día los criterios para la implantación incluyen también pacientes con audición residual en las frecuencias graves. En estos pacientes se puede realizar lo que se denomina una estimulación electroacústica (EAS). Se utiliza un electrodo atraumático y corto que se inserta en la espira basal de la cóclea, con el fin de estimular sólo las frecuencias agudas y medias y preservar la función auditiva en la zona apical, la de las frecuencias graves, que se estimularán mediante amplificación acústica. La combinación de la estimulación eléctrica y la estimulación acústica del implante híbrido parece que proporciona una experiencia auditiva de gran calidad aprovechando su

audición residual natural así como una mejor inteligibilidad en ruido y una mejor percepción musical<sup>8,14,36,37</sup>.

Inicialmente se consideró que la HP era sólo necesaria para los candidatos a EAS. Sin embargo, los beneficios de la preservación de los restos auditivos se reconocen actualmente para todos los usuarios de IC, incluso en aquellos casos en los que la audición residual es demasiado pobre como para ser funcional.

#### **1.4.6.- Limitaciones del implante coclear**

Hay algunas diferencias entre la generación fisiológica de potenciales de acción y la estimulación eléctrica del nervio auditivo mediante electrodos. En el caso de una HNS, las células ciliadas no producen los potenciales de acción en el nervio auditivo, o lo hacen de forma inadecuada o insuficiente. El objetivo del IC es sustituir la función de la cóclea lesionada, saltándose todos los pasos de la audición previos a la transducción auditiva y provocando que la estimulación eléctrica haga que en el nervio auditivo se generen los potenciales de acción.

El problema de un paciente con una sordera no es sólo que no percibe el sonido, sino que a consecuencia de la pérdida auditiva tiene limitaciones importantes para la comunicación oral y esto limita su desarrollo en el caso de los niños y supone una barrera importante en las relaciones sociales y laborales del paciente.

En la actualidad los IC permiten una percepción auditiva con calidad suficiente para la comprensión del habla cuando es pronunciada en ausencia de ruido. Debido a la pérdida de resolución espectral tonotópica, la percepción de la música con el IC pierde calidad respecto a la audición normal, encontrándose también diferencias importantes dependiendo de la estrategia de codificación.

La efectividad de la estimulación proporcionada por los electrodos del IC dependerá del número de neuronas auditivas supervivientes y de cómo éstas se encuentren repartidas por toda la cóclea. El número de neuronas viables que restan en una cóclea dañada no es un factor sobre el que podamos actuar, de modo que, aunque situemos un mayor número de electrodos en esa zona donde no existen células o partes de ellas susceptibles de ser estimuladas, los resultados no serán mejores.

Existen también limitaciones relacionadas con el aprendizaje. Debe considerarse que el implante proporciona únicamente una percepción del sonido. Para “oír” en sentido estricto, no basta con “percibir”; es necesario además ser capaz de analizar lo

que se ha percibido y extraer información, y esto requiere un aprendizaje. De este modo, el rendimiento obtenido por el paciente implantado va a depender fuertemente de la capacidad que ha desarrollado para extraer información de lo que se percibe y, de este modo, hay otros factores que afectan al aprovechamiento del implante en un paciente, especialmente la edad de implantación, el nivel de lenguaje previo a la sordera, la experiencia auditiva previa a la sordera, las habilidades intelectuales del paciente y su entorno social y familiar.

#### **1.4.7.- Principales líneas de investigación y perspectivas de futuro**

La preservación de los restos auditivos es actualmente un punto clave en los IC. Adicionalmente al diseño de nuevos electrodos y a la realización de una técnica quirúrgica lo más atraumática posible, la protección farmacológica de la cóclea está emergiendo como una importante estrategia para proteger el oído interno durante la cirugía.

Otras líneas de investigación actual incluyen:

- Intentar disminuir las interferencias, especialmente con los teléfonos móviles y otros sistemas de comunicación inalámbrica.
- Disponer de herramientas de diagnóstico rápido de integridad del equipo. De igual forma, en la actualidad ya es posible realizar comprobaciones y programaciones del procesador a través de internet.
- Seguridad en la estimulación eléctrica: desarrollar estrategias de estimulación que permitan niveles de percepción auditiva fuertes con campos de corriente bajos, que garanticen que no va a producirse un fallo fisiológico irreversible en las terminaciones nerviosas.
- Procesamiento de la señal: La estrategia de codificación es fundamental para la calidad con la que el paciente va a percibir el sonido. Actualmente los principales esfuerzos en este campo están dirigidos a la compensación del ruido de fondo en la señal de audio.
- Tamaño, peso y consumo de los equipos: los avances de las tecnologías consiguen, continuamente, sistemas más pequeños y ligeros, con baterías de mayor potencia y duración. En la actualidad, se están realizando esfuerzos en el desarrollo de sistemas totalmente implantables, aunque el problema es el consumo eléctrico del sistema, que obligaría a la sustitución periódica de las

baterías

- Rehabilitación: teniendo en cuenta que el principal factor que condiciona el aprovechamiento del IC es el proceso de rehabilitación, los esfuerzos en este sentido van encaminados a potenciar el desarrollo de técnicas que permitan un ajuste y programación del procesador preciso y optimizado para cada paciente, y el desarrollo de métodos objetivos para la estimación de los parámetros de la programación.
- La tecnología actual no permite por el momento realizar una conexión con el nervio auditivo que permita una estimulación selectiva de las distintas fibras nerviosas o que permita la estimulación simultánea en varios puntos de la cóclea sin producir interferencia, aunque existen varios campos de investigación prometedores en neurobiología actualmente:
  - Existen ya estudios in vitro y en animales que han demostrado el crecimiento de las neuronas del GE hacia la guía de electrodos tras la administración intracoclear de neurotrofinas, consiguiendo así una mayor proximidad <sup>43</sup>.
  - Estudios en animales utilizando estimulación con rayos infrarrojos (en lugar de estimulación eléctrica); en principio, parece que es segura y capaz de generar una estimulación extremadamente selectiva espacialmente <sup>44</sup>.
  - Implantación directa del nervio auditivo mediante un electrodo que se inserta directamente en el modiollo a través de la espira basal; la estimulación axonal directa consigue umbrales de estimulación menores, campos de excitación más restringidos entre frecuencias, y mayor estimulación de frecuencias graves en los estudios en animales <sup>45</sup>.

Aunque son prometedores, se necesitan más estudios para valorar la seguridad y eficacia de estas técnicas antes de conseguir su aplicación en seres humanos.

Las eternas preguntas:

- A pesar de que los pacientes implantados en general consiguen una audición aceptable, ¿por qué hay pacientes que inexplicablemente tienen peores resultados?
- Todos los avances en los IC van dirigidos a mejorar la transmisión hacia el nervio auditivo, pero, ¿qué ocurre más arriba?



El SNC es el gran desconocido en este campo, y las vías auditivas centrales, incluyendo el procesamiento cortical, son factores críticos en el éxito. Conforme el conocimiento de estos aspectos vaya emergiendo, probablemente entendamos mejor otros aspectos importantes a considerar en el resultado funcional de los IC.



## **2.- JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO**



El IC ha cambiado radicalmente la vida de muchos pacientes con sordera profunda. Actualmente es la mejor opción disponible para el tratamiento de la misma, pero se desconoce si la solución actual afectará a la aplicación de nuevas opciones en el futuro.

A lo largo de los más de 30 años de historia de los IC, se ha ido observando que en algunos de los pacientes portadores de dichos implantes persisten tras la cirugía restos auditivos en el oído implantado, y que además, dichos restos se mantienen estables en el tiempo.

Se desconoce en principio por qué esto ocurre en algunos pacientes pero no en otros. Ello ha llevado en los últimos años a ser lo más conservadores posibles con el fin de intentar evitar el deterioro de las células ciliadas que puedan quedar en el oído.

Las nuevas guías de electrodos, así como el desarrollo de la técnica mínimamente invasiva han permitido la expansión de los criterios de indicación para la implantación coclear.

Hoy en día los criterios para la implantación incluyen pacientes con audición residual.

Inicialmente se consideró que la preservación de los restos auditivos previos era sólo necesaria para los candidatos a EAS. Sin embargo, los beneficios de la preservación de audición se reconocen actualmente para todos los usuarios de IC, incluso en aquellos casos en los que la audición residual es demasiado pobre como para ser funcional.

En los pacientes con restos auditivos candidatos a EAS, la literatura aconseja no sobrepasar los 20 mm de inserción<sup>46,47</sup>. Pero la preservación también es posible con la inserción completa de un electrodo de longitud estándar<sup>48-52</sup>.

Los electrodos cortos son preferibles en casos de audición preoperatoria estable. Pero la HNS es habitualmente progresiva y en el resto de los pacientes se debe intentar preservar los restos auditivos con la inserción de un electrodo de longitud estándar, con el fin de anticiparse a una HNS secundaria o a una progresión de la enfermedad. La ventaja de utilizar electrodos estándar es la posibilidad de estimular la cóclea distal si la pérdida auditiva progresa tras la cirugía. Los electrodos insertados profundamente ofrecen la posibilidad de que la estimulación apical pueda mejorar la percepción del habla.

Como referencia previa al presente estudio se utilizó la serie de los pacientes intervenidos por el mismo equipo de cirujanos en el hospital Ramón y Cajal. Para ello, a partir de los 240 pacientes intervenidos en dicho hospital entre 1990 y 2011, se contactó con los 114 pacientes adultos de la Comunidad de Madrid. 45 pacientes ( 8 de ellos con implante bilateral) respondieron y aceptaron someterse a una prueba de audiometría tonal sin el procesador externo del implante. Dado que en los primeros años la indicación de IC no incluía pacientes con restos auditivos, sólo 26 de los 49 oídos tenían restos auditivos previos. Únicamente 3 de los 26 pacientes (11,5%) habían preservado algunos restos auditivos tras la cirugía.

A partir de los estudios presentes en la literatura y la experiencia personal en la cirugía de IC, la intención del presente estudio fue valorar la preservación de restos auditivos tras la cirugía de IC con guías de electrodos de longitud estándar, diseñadas para una cobertura coclear completa, y estudiar las posibles variables que pueden contribuir a la preservación de dichos restos auditivos.

## 3.- OBJETIVOS





**Objetivo principal:**

- Evaluar la preservación de restos auditivos en pacientes intervenidos de IC con guías de electrodos de inserción profunda.

**Objetivos secundarios:**

- Analizar variables de la historia clínica que puedan influir en la preservación de dichos restos auditivos: edad de implantación, etiología y estabilidad de la sordera, duración de la misma, anatomía de la cóclea
- Relacionar variables quirúrgicas que puedan influir en la preservación de dichos restos auditivos: técnica quirúrgica, modelo de IC, vía de inserción, porcentaje y longitud de inserción, uso de terapias concomitantes
- Estudiar la estabilidad en el tiempo de los restos auditivos conservados
- Valorar el daño coclear tras la inserción de la guía de electrodos mediante datos audiológicos y radiológicos



## 4.- MATERIAL Y METODOS



#### 4.1.- Diseño del estudio

En este capítulo se describen tanto la población objeto del análisis como las características de los dispositivos y metodologías utilizados en la recogida de datos de los casos en estudio.

Así mismo se exponen los diferentes test empleados para valorar la preservación de restos auditivos de los sujetos de análisis. De estos test audiológicos se obtienen los datos necesarios para el análisis cuantitativo y estadístico de la preservación de audición residual.

El estudio fue validado por el Comité de Ética del hospital. Se trata de un estudio ambispectivo realizado en una Unidad de Implantes Cocleares de nueva creación en el Hospital Universitario de La Princesa (Madrid), en el que se incluyen pacientes con hipoacusia neurosensorial severa-profunda bilateral, con restos auditivos previos a la cirugía, pero que no cumplían criterios para EAS, intervenidos de IC entre enero de 2012 y diciembre de 2015.

De forma prospectiva se incluyeron en el estudio, a partir de 2014, aquellos pacientes adultos con hipoacusia severa-profunda con restos auditivos medibles mediante audiometría tonal liminar, que no cumplían criterios para EAS. De forma retrospectiva se incluyeron los pacientes que cumplían los criterios de inclusión, intervenidos en la misma unidad en los años 2012 y 2013.

Fueron excluidos del estudio los pacientes con malformaciones de oído interno, hipoacusia retrococlear o central, pacientes adultos sin restos auditivos detectables mediante audiometría tonal liminar y aquéllos con restos auditivos que cumplían criterios para EAS.

La audición residual se evaluó previamente y a los 1, 3, 6 y 12 meses tras la cirugía. Se estudiaron los parámetros que podrían influir en la conservación a largo plazo de la audición residual. Entre estos parámetros, la técnica quirúrgica, el electrodo utilizado, la vía de acceso y la profundidad de inserción del electrodo fueron especialmente tenidos en cuenta. También se valoraron otros factores que pueden influir en la persistencia de restos auditivos, como la edad, la estabilidad de la hipoacusia, el tiempo de hipoacusia, las imágenes radiológicas tras la inserción del electrodo.

## 4.2.- Cirugía

La cirugía se realizó por uno de los tres cirujanos de IC de la Unidad, de gran experiencia contrastada en esta disciplina. El abordaje quirúrgico se realizó de manera estándar a través de una mastoidectomía y una timpanotomía posterior. La entrada en la cóclea se realizó a través de VR, de VR ampliada (VRA) o de cocleostomía (CO). Durante la cirugía se utilizaron glucocorticoides locales previamente a la apertura de la VR, y sistémicos. También se utilizó Healon<sup>®</sup> como lubricante para la introducción de la guía de electrodos.

Inicialmente, el acceso a la rampa timpánica habitualmente se realizaba, a no ser que la anatomía fuera muy favorable, a través de una CO; una vez abierta la cóclea, y previamente a la inserción de la guía de electrodos, se introducía una guía de prueba para comprobar la permeabilidad de la misma.

Durante los dos últimos años, debido a la intencionalidad de realizar una técnica quirúrgica lo más atraumática posible (técnica “soft surgery”, técnica de preservación (TP)), se intentó realizar un acceso a través de la VR y una incisión mínima de la membrana de la misma; esta técnica exige en ocasiones una timpanotomía posterior de mayor tamaño que para el acceso a través de CO, para poder visualizar la VR en su práctica totalidad. En algunos casos excepcionales, debido a dificultades anatómicas para llegar a la RT y permitir una inserción no traumática, se realizó una CO con una fresa de diamante de 1 mm anteroinferior a la VR (técnica “soft surgery” como se describe por Lenhardt<sup>53</sup>). En todos los casos en los que se realizó técnica TP se evitó la aspiración de perilinfa y la entrada de sangre y polvo de hueso a la RT. Aunque durante muchos años se introducía una guía de prueba previa a la introducción de la guía de electrodos para comprobar la permeabilidad de la cóclea, en ninguno de los pacientes con TP se introdujo guía de prueba, para no lesionar las estructuras intracocleares, y la inserción de la guía de electrodos se realizó de forma muy lenta, entre 30 y 60 segundos.

Todos los pacientes recibieron guías de electrodos rectas y de longitud estándar, con el fin de permitir una estimulación de la cóclea desde la base hasta la región apical para estimular un número máximo de las fibras nerviosas y toda la gama de frecuencias debido a su longitud.

### Descripción de las guías utilizadas:

Guía de electrodos Med-el Standard: Está diseñada para estimular toda la extensión de la cóclea, desde la base hasta el ápex, para poder alcanzar una CCC. Presenta 12 pares de contactos de electrodo. Con una longitud total de 31,5 mm y útil de 26,4 mm, es el electrodo de mayor longitud disponible en el mercado. Diámetro basal de 1,3 mm, diámetro en la punta de 0,5 mm, con un espacio intercontactos de 2,4 mm.

Guía Med-el FlexSoft, diseñada para la preservación de los restos auditivos, permite una inserción profunda dentro de la cóclea (CCC) y ofrece un incremento de la flexibilidad mecánica que facilita una inserción en la cóclea aún más suave. De la base a la punta presenta 7 pares de contactos de electrodos y 5 contactos en la zona más apical. Tiene una longitud total de 31,5 mm, longitud útil de 26,4 mm, diámetro basal de 1,3 mm y apical de 0,48 x 0,36 mm, con un espacio intercontactos de 2,4 mm.

Guía Med-el Flex28: diseñada para la preservación de los restos auditivos, permite también una inserción profunda en cócleas de menor tamaño (CCC), y ofrece un incremento de la flexibilidad mecánica que facilita una inserción en la cóclea aún más suave. De la base a la punta presenta 7 pares de contactos de electrodos y 5 contactos en la zona más apical. Tiene una longitud total de 28 mm, longitud activa de 23,1 mm, diámetro basal de 0,08 mm y apical de 0,48 x 0,36 mm, con un espacio intercontactos de 2,1 mm.

Guía Oticon Digisonic SP: tiene un perfil de rigidez optimizado que lo hace compatible con inserciones difíciles. Es recto con una estructura de memoria de forma y tiene dimensiones que facilitan la inserción coclear profunda. El extremo blando de la guía de electrodos está diseñado para reducir el trauma coclear. Tiene anillos de empuje en la base para facilitar el sellado del punto de entrada de la guía en la cóclea para ayudar a minimizar el riesgo de infección y / o fuga de líquido cefalorraquídeo. Tiene una longitud total 26 mm, longitud activa 25 mm, diámetro basal de 1,07 mm y apical de 0,5 mm.

#### 4.3.- Pruebas de audiometría tonal

Para las pruebas de audiometría tonal liminar se utilizó un audiómetro Interacoustics AT 340 junto con auriculares de conducción aérea intraauriculares. Se utilizaron auriculares intraauriculares para evitar el posible efecto de la vibración de las frecuencias bajas en los pacientes con mínimos restos auditivos. Los niveles máximos de detección del audiómetro para cada frecuencia se expresan en la tabla 2.

**Tabla 2.** Máxima audición detectable por el audiómetro para cada frecuencia

Hz	125	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000	6000	8000
Db	90	110	120	120	120	120	120	120	120	120	110

Las pruebas de audiometría tonal fueron realizadas por personal de enfermería adiestrado en la técnica, mediante detección de umbrales según el procedimiento clásico de presentación cada 5 db de acuerdo con Hughson-Westlake, antes de la cirugía y posteriormente a los 1, 3, 6 y 12 meses después de la implantación.

Los resultados audiométricos se analizaron en dos grupos de frecuencias: uno con las frecuencias bajas ( 125-250-500-750-1000 Hz) y otro con todo el rango de frecuencias (125-250-500-750-1000-1500-2000-3000-4000-6000-8000 Hz). En el caso de no detectarse umbral de audición, se sumaron 5 decibelios al límite del audiómetro.

De esta forma, posteriormente se realizó el estudio de preservación, por un lado en todo el rango de frecuencias (THP), y por otro lado en el rango de frecuencias graves (LFHP).

El porcentaje de preservación de la audición se calculó según lo descrito por Skarzynsky y cols. usando la siguiente ecuación:

$$HP = [1 - (PTA_{post} - PTA_{pre} / PTA_{max} - PTA_{pre})] \times 100 [\%].$$

PTA<sub>post</sub> es la media de tonos puros medida después de la cirugía, PTA<sub>pre</sub> es la media de tonos puros medida antes de la cirugía y PTA<sub>max</sub> es el límite del audiómetro<sup>54</sup>.

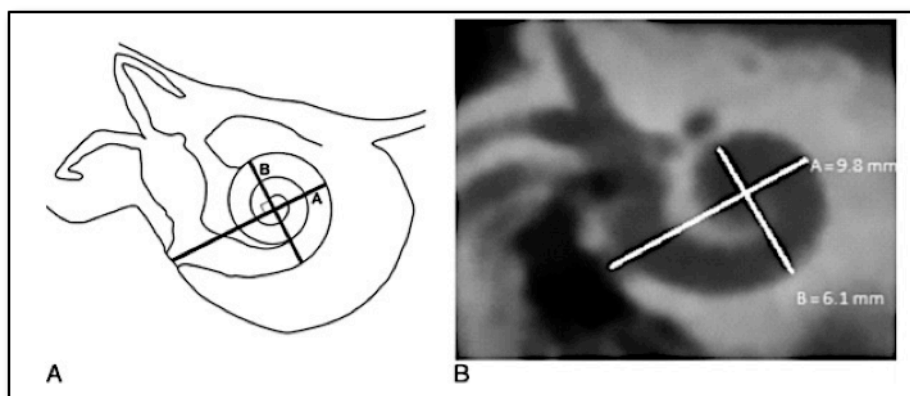
La HP fue posteriormente clasificada de acuerdo con estos mismos autores, en función del porcentaje de la audición residual conservado, como HP completa (> 75%), HP parcial (25-75%), HP mínima (<25%), y no medible (no restos) <sup>54</sup>.



#### 4.4.- Estudios de radiología

Los estudios radiológicos se realizaron en todos los pacientes utilizando la misma máquina de exploración, un DynaCT. La imagen se adquiere como una tomografía computarizada con detector de panel plano realizada en un sistema de angiógrafo monoplaneo (Axiom Artis dBA, Siemens, Erlangen Germany). El volumen adquirido es una variación de alta calidad de una tomografía computarizada con un arco en C (CBCT) (DynaCT; Siemens, Erlangen, Germany). Todos los estudios fueron informados por el mismo radiólogo.

El DynaCT previo a la cirugía se realizó con la intención de estudiar la anatomía del oído y realizar las mediciones de la cóclea. Se midieron las distancias “A” (la medida más larga desde el centro de la VR, a través del eje del modiolo, hasta la pared lateral) y “B” (medida perpendicular a “A” cruzando el eje del modiolo) según el método de Escudé<sup>55,56</sup> (figura 5).



**Figura 5.** Medida de las distancias "A" y "B". Tomado de Boyer y cols<sup>56</sup>

A partir de la distancia A se utilizó la ecuación de Alexiades para calcular la longitud de las dos primeras vueltas (2TL) y la longitud coclear completa (CDL)<sup>57</sup>:

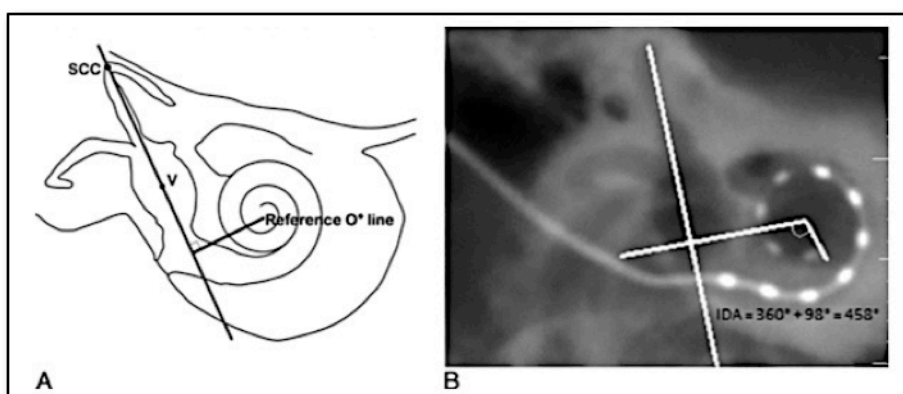
$$2TL (oc) = 3,65 (A-1)$$

$$CDL (oc) = 4,16A - 4$$

Estas dos medidas fueron también obtenidas mediante un software suministrado por la compañía Med-el<sup>®</sup>, en el que introduciendo la distancia A, mediante la ecuación de Alexiades calcula los datos de longitud coclear 2TL y CDL.

En el DynaCT realizado tras la cirugía se midió nuevamente el diámetro A y se valoró la correcta colocación del electrodo y la profundidad de inserción del mismo.

El ángulo de inserción (IDA) se determinó según la técnica de Xu y cols.<sup>56,58</sup> : se traza una línea desde el canal semicircular superior (SCC) que cruza el centro del vestíbulo (V); se traza una nueva línea perpendicular a la línea de SCC-V atravesando el centro de la espiral de la cóclea para establecer una línea de referencia de 0 grados. El IDA se calculó con referencia a la posición angular del electrodo más apical relativa a la línea de referencia de 0 grados (figura 6).



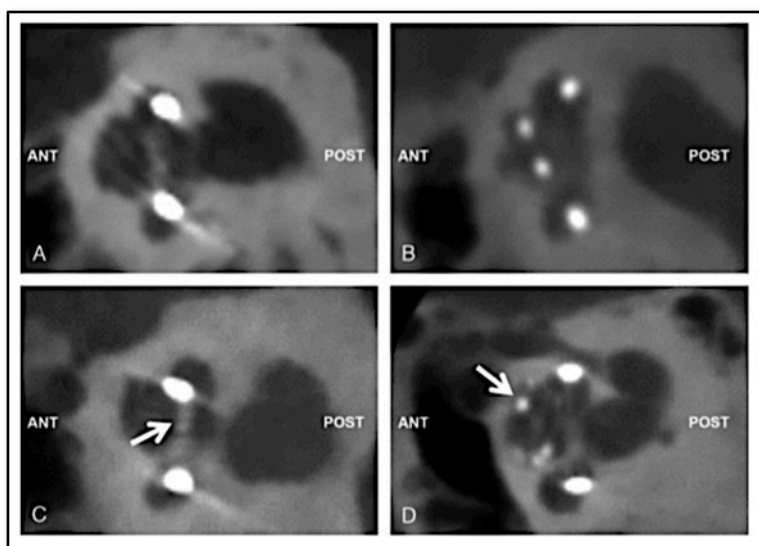
**Figura 6.** Medida del ángulo de profundidad de inserción. Tomado de Boyer y cols<sup>56</sup>

La longitud de inserción (LID) se determinó a partir de la longitud conocida existente entre el electrodo apical y el basal de cada guía de electrodos, a la que se sumó la distancia entre el electrodo basal y la VR/CO.

Para el cálculo del porcentaje de cobertura coclear y la frecuencia estimada de alcance se utilizó de nuevo el software suministrado por la compañía Med-el<sup>®</sup>, con el que, a partir de los datos de distancia A y longitud de la guía introducida en la cóclea obtenidas de la imagen radiológica, vía de acceso a la cóclea y guía de electrodos utilizada, el software calcula el porcentaje de cobertura coclear y la frecuencia estimada de alcance.

Los estudios de dislocación se evaluaron en las reconstrucciones oblicuas, sagital y axial como se describe por Lecerf y cols.<sup>59</sup>. La posición de la guía de electrodos se determinó con referencia a su posición dentro de la cóclea. Una posición posterior (en la reconstrucción oblicua sagital), lo que corresponde a una posición inferior en la cóclea, se consideró una ubicación en la RT.

Una posición anterior (en la reconstrucción oblicua sagital), correspondiente a una posición superior en la cóclea, se consideró una ubicación en la RV. Se definió como "dislocación" un cambio en la ubicación de la guía de electrodos de la RT a la RV (figura 7).



**Figura 7.** Ejemplos de localización adecuada en la RT y de dislocación del electrodo en una proyección sagital. A y B, localización apropiada en la RT. C y D, dislocación (flechas). Tomado de Boyer y cols<sup>56</sup>

#### 4.5.- Métodos de análisis estadístico

Se empleó la estadística descriptiva para informar los datos demográficos y las características iniciales de la población objeto de análisis: edad, sexo, etiología de la hipoacusia, tiempo de hipoacusia, PTA y datos radiológicos previos a la cirugía, modelo de electrodo utilizado, vía de entrada a la RT y realización o no de TP.

También se empleó la estadística descriptiva para analizar y presentar los resultados de las pruebas tanto audiológicas como radiológicas aplicadas, tales como: audiometría tonal a los 1, 3, 6 y 12 meses, grados de inserción, porcentaje de cobertura coclear y frecuencia de alcance estimada.

Los resultados de los análisis de datos se presentan en tablas y / o gráficos que aparecen en función de su naturaleza y significado.

Los datos cuantitativos se presentan como media, desviación estándar (SD), intervalo (mínimo y máximo) y rango; los datos cualitativos se presentan a su vez como frecuencias absolutas y relativas.

En el caso de variables continuas se analizó la distribución de normalidad. Como el número de casos estudiados era inferior a 50 se ha aplicado la significación de Shapiro-Wilk; este estadístico se ha demostrado más eficaz que la prueba de Kolmogorov-Smirnov (K-S), normalmente aplicada al manejo de muestras mayores a 50. Si la distribución fue normal ( $p > 0,05$  mediante Shapiro-Wilk) el estadístico aplicado ha sido la t de Student para comparación de medias respecto a variables dicotómicas o Análisis de Varianza (ANOVA) para variables con 3 ó más categorías. Por el contrario si la distribución no fue normal se aplicaron las pruebas no paramétricas U de Mann-Whitney (o Mann-Whitney-Wilcoxon) o Kolmogorov-Smirnov para variables dicotómicas, o la prueba de Kruskal-Wallis para variables con 3 ó más categorías.

En el caso de variables discontinuas o continuas categorizadas, las diferencias en las proporciones de los grupos se estudiaron usando la prueba de chi-cuadrado de Mantel-Haenszel, utilizando la corrección de Yates en pequeñas muestras o la de Fisher, si algún valor esperado era menor de 5.

Los datos no disponibles se trataron como valores perdidos.

Se utilizó una prueba de dos colas si se consideraba teóricamente posible desviaciones del parámetro estimado en cualquier dirección desde algún valor de referencia; las porciones extremas de las distribuciones en las observaciones conducen al rechazo de la hipótesis nula.

Se consideró un valor de p menor de 0,05 como estadísticamente significativo.

Así mismo y como medida cruda de la magnitud de asociación se estimó el riesgo relativo (RR, incidencia de expuestos/incidencia de no expuestos) mediante el odds ratio (OR) y su intervalo de confianza para el 95% de seguridad, por el método de Cornfield o por el método exacto.

Los factores implicados en la LFHP o en la THP fueron evaluados mediante análisis univariante. Los siguientes valores fueron evaluados: edad, sexo, etiología de la hipoacusia, tiempo de hipoacusia, oído implantado, tipo de electrodo, vía de entrada, TP, IDA, LID, porcentaje de cóclea cubierto y frecuencia estimada de alcance.

Para detectar las variables independientemente asociadas con preservación de restos auditivos se llevó a cabo un análisis multivariante mediante regresión logística binomial. Para el análisis multivariante se escogieron 3 variables dado el número de

pacientes incluidos en el estudio (25) y la recomendación académica de no incluir en el modelo >1 variable por cada 10 pacientes.

Se utilizó para los análisis el paquete de software IBM SPSS Statistics 22 (IBM, Armonik, Nueva York).



## 5.- RESULTADOS





### 5.1.- Características basales de la población estudiada

La tabla 3 recoge las características principales de la población estudiada.

El estudio incluyó a 25 pacientes adultos, 12 mujeres y 13 varones, con edades comprendidas entre los 24 y los 79 años (media 48,8).

**Tabla 3.** Características basales de la población estudiada

Características	n (%)
Número pacientes estudiados	25
Edad media, (rango)	48,8 (24-79)
Sexo (varón)	12 (48%)
Etiología (progresiva)	14 (56%)
Tiempo hipoacusia (>20 años)	16 (64%)
Año cirugía	
- 2012	5 (20%)
- 2013	6 (24%)
- 2014	6 (24%)
- 2015	8 (32%)
Oído implantado (derecho)	10 (40%)
Modelo	
- Med-el Flex 28	13 (52%)
- Oticon Digisonic SP	3 (12%)
- Med-el FlexSoft	1 (4%)
- Med-el Standard	8 (32%)
Vía de abordaje coclear	
- Ventana redonda	10 (40%)
- Ceja (ventana redonda ampliada)	4 (16%)
- Cocleostomía	11 (44%)
Técnica de preservación	13 (52%)
Inserción completa	18 (72%)

De forma retrospectiva se incluyeron 11 pacientes intervenidos en los años 2012 y 2013. De forma prospectiva se incluyeron 14 pacientes, intervenidos en los años 2014 y 2015.

Del total de pacientes incluidos en el estudio, 14 (56%) tenían una hipoacusia progresiva en el momento de la cirugía, frente a 11 con hipoacusia estable.

El 84% llevaban más de 10 años de hipoacusia. En 10 pacientes se implantó el oído derecho y en 15 pacientes el oído izquierdo.

Las guías de electrodos utilizadas fueron Med-el Standard en 8 pacientes (32%), Neurelec (Actualmente Oticon) Digisonic SP en 3 pacientes (12%), Med-el Flex Soft en un paciente (4%), y Med-el Flex 28 en 13 pacientes (52%).

En todos los pacientes se realizó una antroaticotomía seguida de una timpanotomía posterior para acceder a la cóclea. El acceso a la cóclea se realizó a través de la VR en 10 pacientes (40%), de la ceja de la ventana (VRA) en 4 pacientes (16%) y de CO en 13 pacientes (44%).

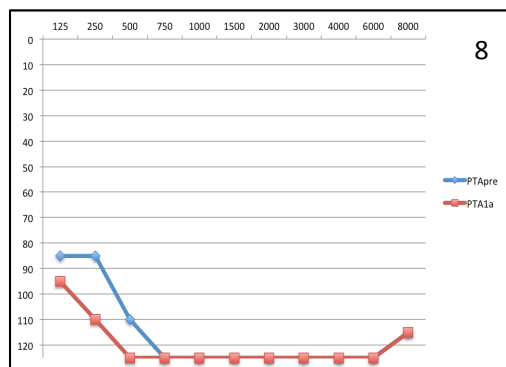
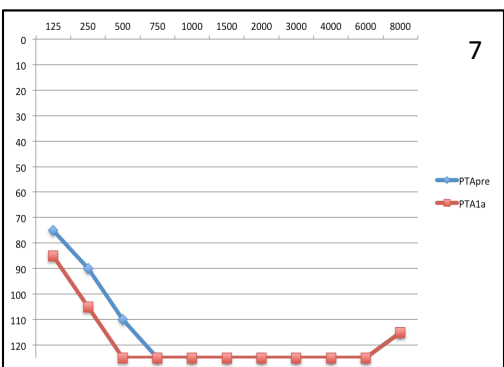
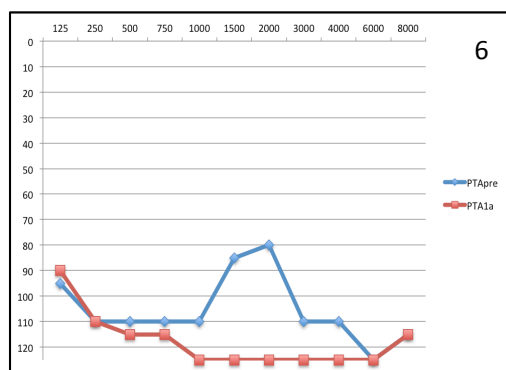
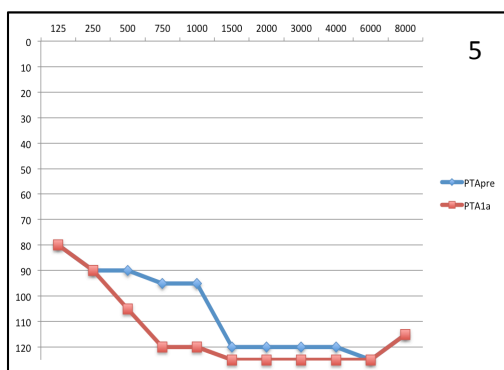
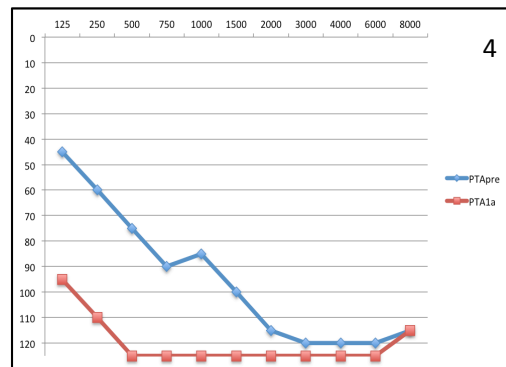
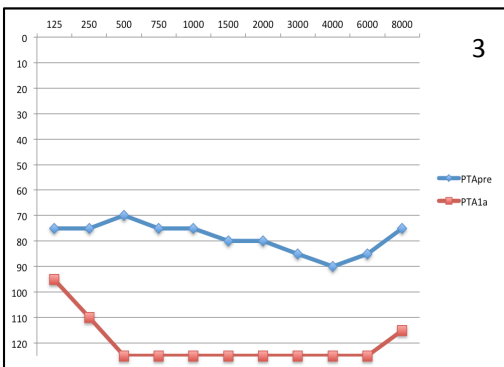
La inserción de la guía fue completa en el 72% de los pacientes.

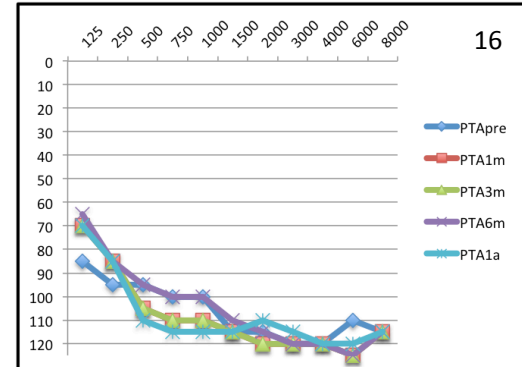
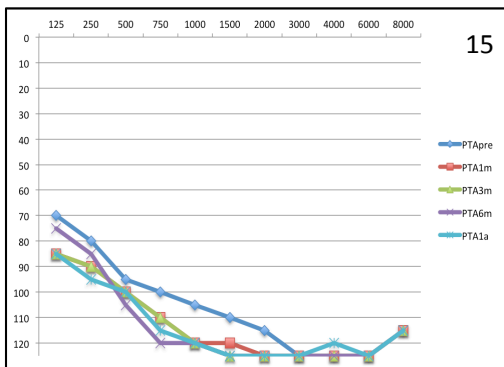
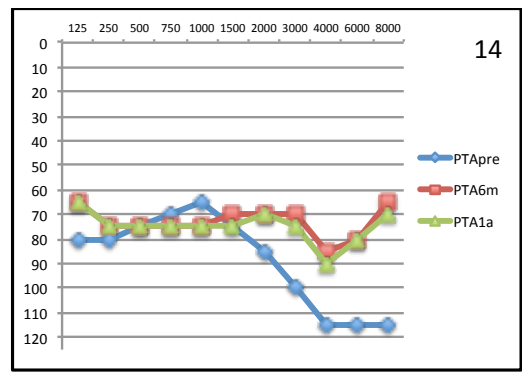
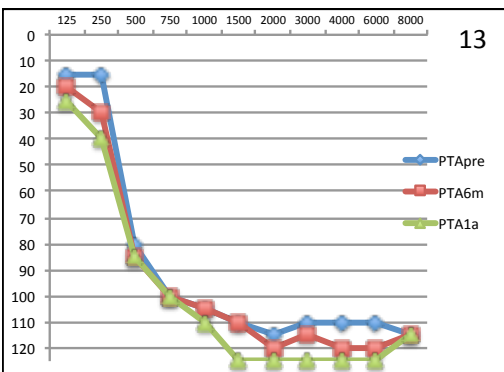
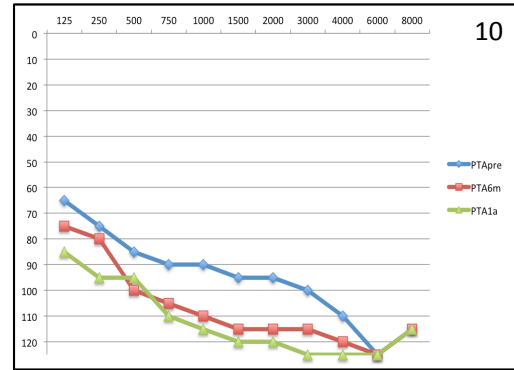
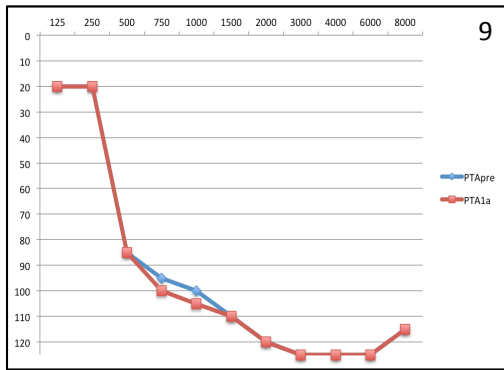
Se realizó TP de audición en 13 pacientes (52%), todos ellos en los años 2014 y 2015. En estos pacientes se controló el tiempo de inserción de la guía de electrodos; se realizó en todos ellos muy lentamente, entre 30 y 60 segundos, ayudada por Healon®.

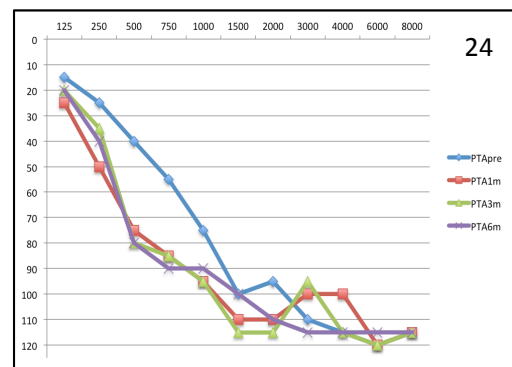
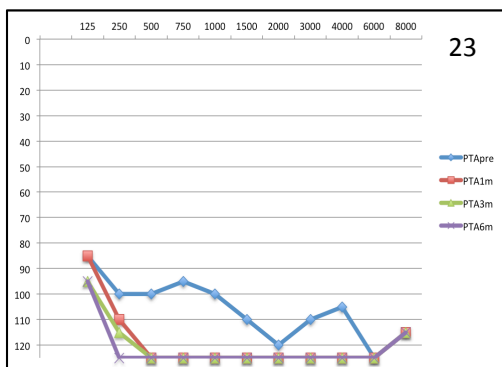
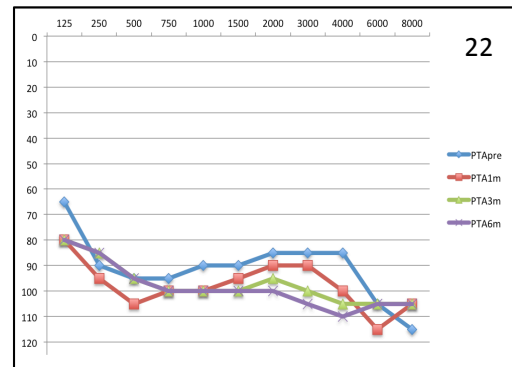
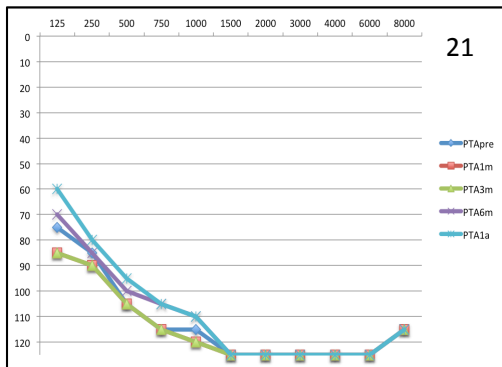
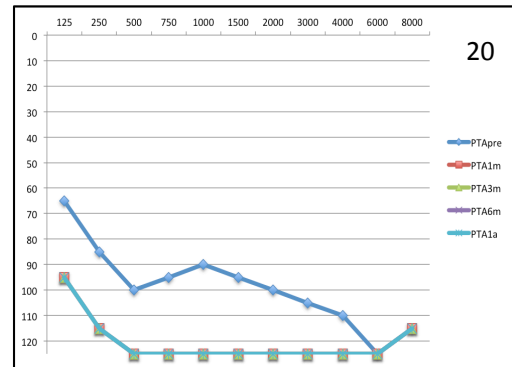
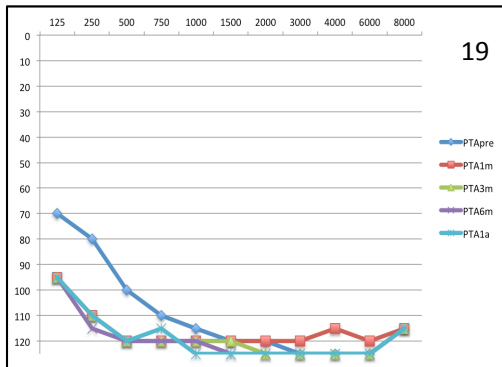
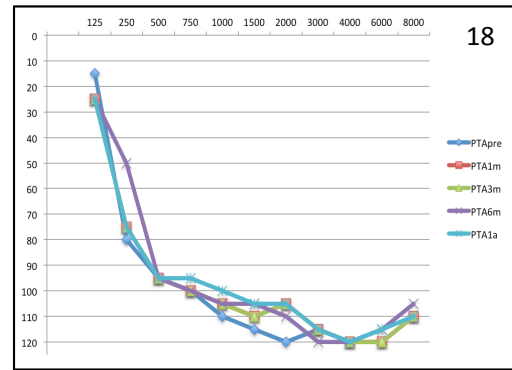
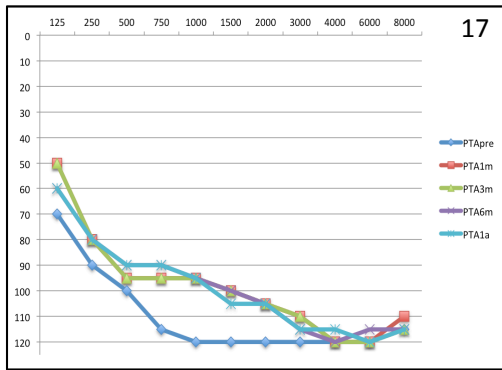
## **5.2.- Datos de audiometría tonal de los 25 pacientes incluidos en el estudio a lo largo del seguimiento. Datos generales de preservación de restos auditivos.**

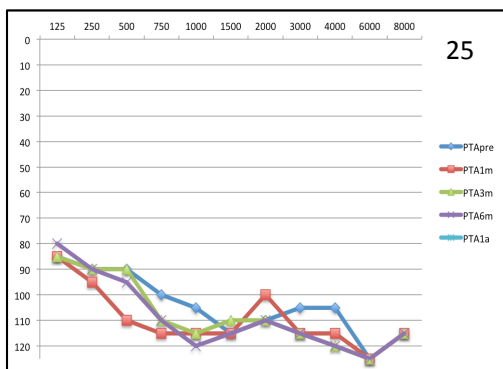
### **5.2.1.- Gráficas de audiometría tonal**

Los siguientes gráficos recogen los datos de audiometría tonal de todos los pacientes incluidos en el estudio, previa a la cirugía y a lo largo del tiempo de seguimiento (figura 8).









**Figura 8.** Gráficas de Audiometría Tonal de todos los pacientes a lo largo del seguimiento

### 5.2.2.- Datos generales de preservación de restos auditivos en los 25 pacientes incluidos en el estudio.

En las tablas 4 y 5 se expresa la PTA y la LFPTA previa a la cirugía y la PTA y la LFPTA a fin de seguimiento de cada paciente, incluidos por orden cronológico. A partir de estos datos, se calculó la pérdida de audición ocurrida tras la cirugía, expresándola, por un lado, en decibelios perdidos, y por otro lado, en porcentaje de pérdida.

En líneas generales, la preservación fue menor en los primeros pacientes intervenidos y mayor en los últimos, debido a los cambios que se fueron realizando en el manejo de los pacientes a lo largo del tiempo y la instauración del concepto de “soft surgery”.

Si nos fijamos en las tablas 4 y 5, se aprecia esta tendencia. Como excepciones, por un lado, encontramos el paciente número 9, en el que no se realizó TP pero preservó el 92,87% de la audición previa; en el otro extremo se encontrarían los pacientes 19, 20 y 23, intervenidos en los últimos años, pero que no preservaron restos auditivos.

La paciente número 19 era muy poco colaboradora, con unos restos auditivos previos pobres, y las audiometrías previas a la cirugía no coincidían entre ellas, por lo que era difícil valorar realmente los restos auditivos de los que se partía.

La paciente número 20 tenía una otosclerosis avanzada, tipo 2 de Rottveel según el estudio radiológico, por lo que en el acto quirúrgico se introdujo una guía de prueba para comprobar la permeabilidad coclear previo a la introducción de la guía de electrodos, no esperando por ello que hubiera preservación.

La paciente número 23 tenía una HNS tras varias sorderas bruscas del oído afecto, y en el posoperatorio sufrió una sordera brusca del otro oído, por lo que la pérdida de restos podría no ser totalmente achacable al acto quirúrgico.

**Tabla 4.** Datos de THP en los 25 pacientes incluidos, expresados en decibelios perdidos y en porcentaje de preservación

	<b>PTAFIN</b>	<b>PTA pre</b>	<b>decibelios perdidos</b>	<b>porcentaje THP</b>
<b>1</b>	125	91,36	33,64	0
<b>2</b>	112,73	101,36	11,37	39,00
<b>3</b>	125	78,64	46,36	0
<b>4</b>	113,64	95,00	18,64	25,44
<b>5</b>	115	106,36	8,64	36,66
<b>6</b>	118,64	105,45	13,19	9,35
<b>7</b>	119,65	115,00	4,65	7
<b>8</b>	125	115,45	9,55	0
<b>9</b>	96,36	94,55	1,81	92,87
<b>10</b>	112,73	95,00	17,73	29,08
<b>11</b>	125,00	101,36	23,64	0
<b>12</b>	107,73	85,45	22,28	35,51
<b>13</b>	100,91	89,55	11,36	62,68
<b>14</b>	75,00	88,64	0	100
<b>15</b>	115,45	105,91	9,54	32,29
<b>16</b>	108,64	106,36	2,28	83,30
<b>17</b>	100,00	110,00	0	100
<b>18</b>	96,36	100,00	0	100
<b>19</b>	120,91	109,55	11,36	0
<b>20</b>	125,00	98,64	26,36	0
<b>21</b>	109,09	112,27	0	100
<b>22</b>	98,64	90,91	7,73	74,6
<b>23</b>	120,00	105,91	14,09	0
<b>24</b>	90,91	78,64	12,27	70,32
<b>25</b>	109,55	104,09	5,46	65,68

Aunque la pérdida de audición se puede expresar de ambas formas, hay que ser cautos con los resultados obtenidos. Cuando se expresa la preservación en decibelios perdidos, el dato resulta de una simple resta entre la PTA pre-cirugía y la PTA-poscirugía. Cuando la expresamos por porcentaje de pérdida, el dato resulta de la proporción entre la PTA pre-cirugía y la PTA-poscirugía. Esto se traduce en que una pérdida de “x” decibelios puede ser un porcentaje de preservación muy diferente en función de la PTA previa, y a la inversa. Esto tiene implicaciones importantes.

Como ejemplos de ello se puede ver, en la tabla 4, que el paciente número 2 y el paciente número 13 pierden los mismos decibelios, pero, al partir de una PTA muy diferente ( 101,36 db en el caso del paciente nº2 y 89,55 db en el paciente nº 13), en el

primer caso la preservación es del 39,00% y en el segundo caso del 62,68%. Lo contrario ocurre en los pacientes 5 y 12, con un porcentaje de preservación muy similar, pero con pérdida de decibelios muy diferente.

Otro ejemplo de ello (una pérdida de “x” decibelios puede ser un porcentaje de preservación muy diferente en función de la PTA previa, y a la inversa) ocurre con los pacientes 19 y 24 de la tabla 5: ambos tienen una pérdida similar en decibelios, pero si se calcula por el porcentaje de preservación ésta es sólo de un 16% en el caso del paciente número 19 (parte de una PTA previa de 95 db), mientras que en el paciente número 24 el porcentaje de preservación sería del 71,79% (parte de una PTA previa de 42 db). Un efecto contrario ocurre en los pacientes 6 y 24, con un porcentaje de preservación muy similar ( 69,23 y 71,79%), pero con pérdida de decibelios muy diferente ( 4 y 22 db de pérdida respectivamente).

**Tabla 5.** Datos de LFHP en los 25 pacientes incluidos, expresados en decibelios perdidos y en porcentaje de preservación

	<b>LEPTAFIN</b>	<b>LEPTA pre</b>	<b>decibelios perdidos</b>	<b>porcentaje LFHP</b>
<b>1</b>	125,00	89,00	36,00	0
<b>2</b>	101,00	82,00	19,00	50,00
<b>3</b>	125,00	74,00	51,00	0
<b>4</b>	120,00	71,00	49,00	0
<b>5</b>	103,00	90,00	13,00	56,66
<b>6</b>	111,00	107,00	4,00	69,23
<b>7</b>	113,00	105,00	8,00	46,66
<b>8</b>	125,00	106,00	19,00	0
<b>9</b>	66,00	64,00	2,00	96,42
<b>10</b>	100,00	81,00	19,00	51,28
<b>11</b>	125,00	95,00	30,00	0
<b>12</b>	104,00	65,00	39,00	29,09
<b>13</b>	72,00	63,00	9,00	84,21
<b>14</b>	73,00	74,00	1,00	100
<b>15</b>	105,00	90,00	15,00	50,00
<b>16</b>	99,00	95,00	4,00	84,00
<b>17</b>	83,00	99,00	16,00	100
<b>18</b>	78,00	80,00	2,00	100
<b>19</b>	116,00	95,00	21,00	16
<b>20</b>	125,00	87,00	38,00	0
<b>21</b>	90,00	99,00	9,00	100
<b>22</b>	92,00	87,00	5,00	84,85
<b>23</b>	125,00	96,00	29,00	0
<b>24</b>	64,00	42,00	22,00	71,79
<b>25</b>	99,00	94,00	5,00	80,77



La clasificación basada en la ecuación del porcentaje de preservación es independiente de la audición inicial y se puede utilizar para todos los usuarios de IC con audición residual preoperatoria medible (PTA: 0-120 dB).

Debido a que la clasificación está relacionada con el audiograma preoperatorio, se elimina el efecto de una peor audición preoperatoria que tiende a producir mejores resultados de HP de forma engañosa. Este sistema de clasificación es adecuado para informar de los resultados de preservación auditiva de todos los casos de cirugía de preservación auditiva, es independiente de los niveles de audición preoperatoria del usuario y considera el cambio relativo de los umbrales auditivos. Por ello, todos los resultados del presente estudio están presentados como porcentaje de preservación y no como decibelios perdidos.

### 5.3.- Preservación de restos auditivos para todo el rango de frecuencias o para frecuencias bajas (n:25).

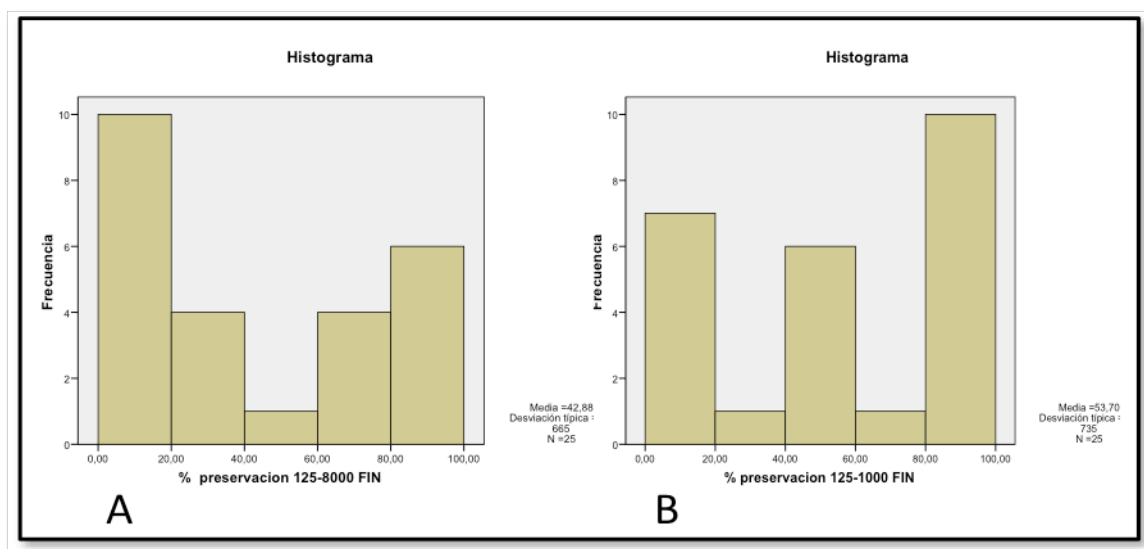
Los resultados se presentan en relación a la preservación de restos auditivos en el rango completo de frecuencias (THP: 125-8000 Hz) o en el rango de frecuencias bajas (LFHP: 125-1000 Hz) a fin de seguimiento en los 25 pacientes estudiados.

Las variables "preservación de restos auditivos en el rango completo de frecuencias (125-8000 Hz)" (THP) y "preservación de restos auditivos en el rango de frecuencias bajas (125-1000 Hz)" (LFHP) son variables que incluyen el porcentaje de preservación auditiva en el rango de frecuencias específico. Son variables cuantitativas, de distribución no paramétrica, cuyos estadísticos al fin del seguimiento se muestran en la tabla 6.

**Tabla 6.** Porcentaje medio de preservación de restos auditivos a fin de seguimiento en rango completo de frecuencias y en rango de frecuencias bajas (n:25)

	Media $\pm$ sd	rango
% THP (n: 25)	45,01 % $\pm$ 38,39	100
% LFHP (n: 25)	51,42 % $\pm$ 38,02	100

Los histogramas de ambas variables muestran una distribución no normal de las poblaciones (figura 9).



**Figura 9.** Histograma de preservación de restos auditivos en el rango completo de frecuencias (125-8000 Hz) (A) y en el rango de frecuencias bajas (125-1000 Hz) (B)

El porcentaje de preservación de audición del total de la población estudiada al final del seguimiento fue del 45,01% para THP, y del 51,42% para LFHP (tabla 6).

En los pacientes del presente estudio la THP fue completa en el 28%, y fue parcial o completa en el 56% de los pacientes (tabla 7). La LFHP fue completa en el 40%, y fue parcial o completa en el 56% de los pacientes (tabla 7).

**Tabla 7.** THP y LFHP en el total de pacientes (n:25)

	completa	parcial	mínima	no medible
THP	7 28,0%	8 32%	3 12%	7 28%
LFHP	10 40%	8 32,0%	1 4,0%	6 24,0%

## 5.4.- Preservación de restos auditivos a lo largo del seguimiento

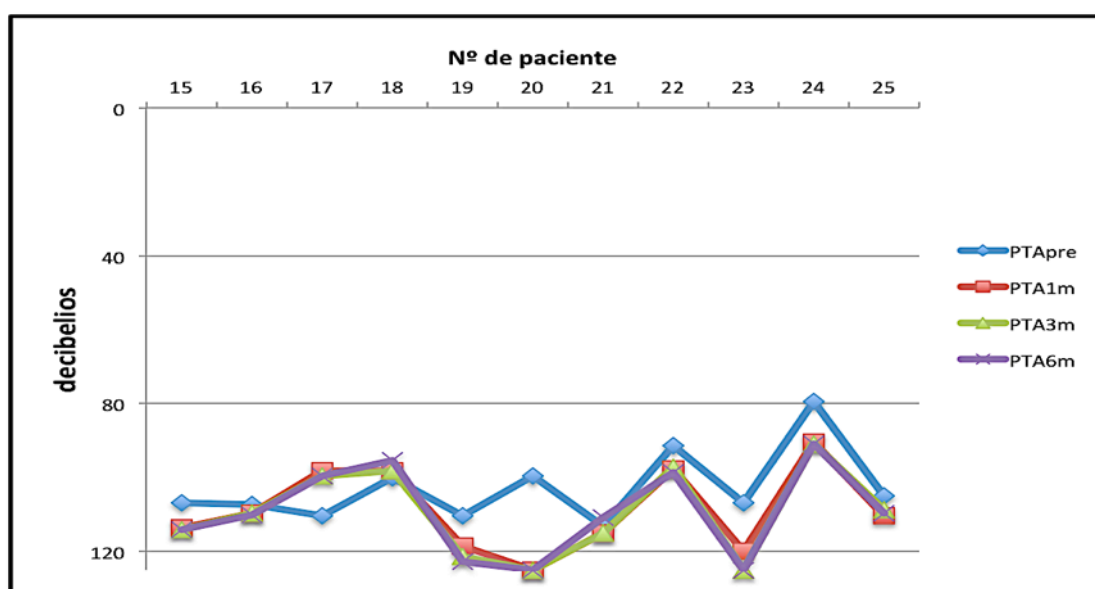
El seguimiento fue de hasta 12 meses en 21 pacientes y de 6 meses en 4 pacientes. Debido a la inclusión de pacientes de forma prospectiva y retrospectiva, y a que en las primeras etapas no se valoraban los datos de preservación, el seguimiento fue a los 1,3 y 6 meses en 11 pacientes y a los 1,3,6 y 12 meses en 7 pacientes.

### 5.4.1.- Pacientes con seguimiento a los 1,3 y 6 meses (n:11).

En la tabla 8 y las figuras 10 y 11 se expresan los porcentajes de preservación y la evolución de la PTA a lo largo del tiempo en los 11 pacientes con seguimiento a los 1,3 y 6 meses.

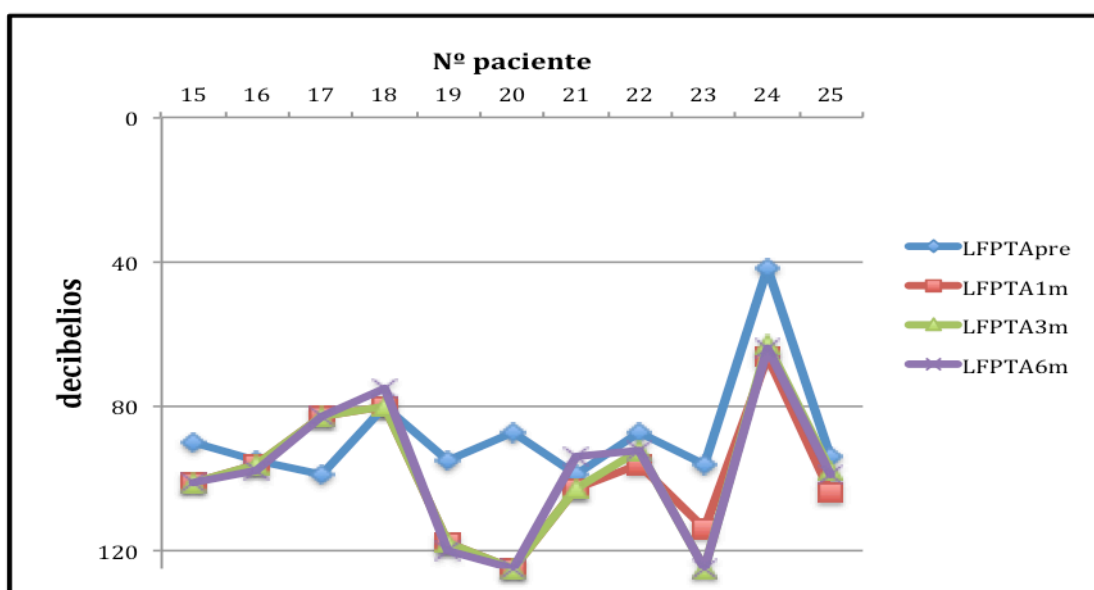
**Tabla 8.** Pacientes con seguimiento a los 1-3 y 6 meses (n:11)

	% THP 1m	% LFHP 1m	% THP 3m	% LFHP 3m	% THP 6m	% LFHP 6m
Media	61,08	64,17	62,39	66,58	61,32	67,09
Mínimo	0	9,09	0	9,09	0	4,17
Máximo	100	100	100	100	100	100



**Figura 10.** Evolución de la PTA en los 11 pacientes con seguimiento a los 1-3 y 6 meses (n:11)

En todos los grupos analizados se observa en la mayoría de los pacientes una pérdida de restos auditivos en la primera determinación tras la cirugía, pero que se mantiene estable a lo largo del tiempo, dado que las gráficas de determinación de PTA y LFPTA tras la cirugía, a los 1,3,6 y 12 meses, prácticamente se superponen. El descenso a lo largo del tiempo no resulta significativo ni en la PTA ni en la LFPTA. En algún caso se observa incluso una leve mejoría.



**Figura 11.** Evolución de la LFPTA en los 11 pacientes con seguimiento a los 1-3 y 6 meses (n:11)

#### 5.4.2.- Pacientes con seguimiento a los 1,3,6 y 12 meses (n:7).

En la tabla 9 y las figuras 12 y 13 se expresan los porcentajes de preservación y la evolución de la PTA a lo largo del tiempo en los 7 pacientes con seguimiento a los 1,3, 6 y 12 meses.

**Tabla 9.** Pacientes con seguimiento a los 1,3,6 y 12 meses (n:7)

	% THP 1m	% LFHP 1m	% THP 3m	% LFHP 3m	% THP 6m	% LFHP 3m	% THP 12m	% LFHP 12m
Media	64,36	68,19	60,79	68,19	65,29	70,91	66,30	66,00
Mínimo	0	9,09	0	9,09	0	9,09	0	0
Máximo	100	100	100	100	100	100	100	100

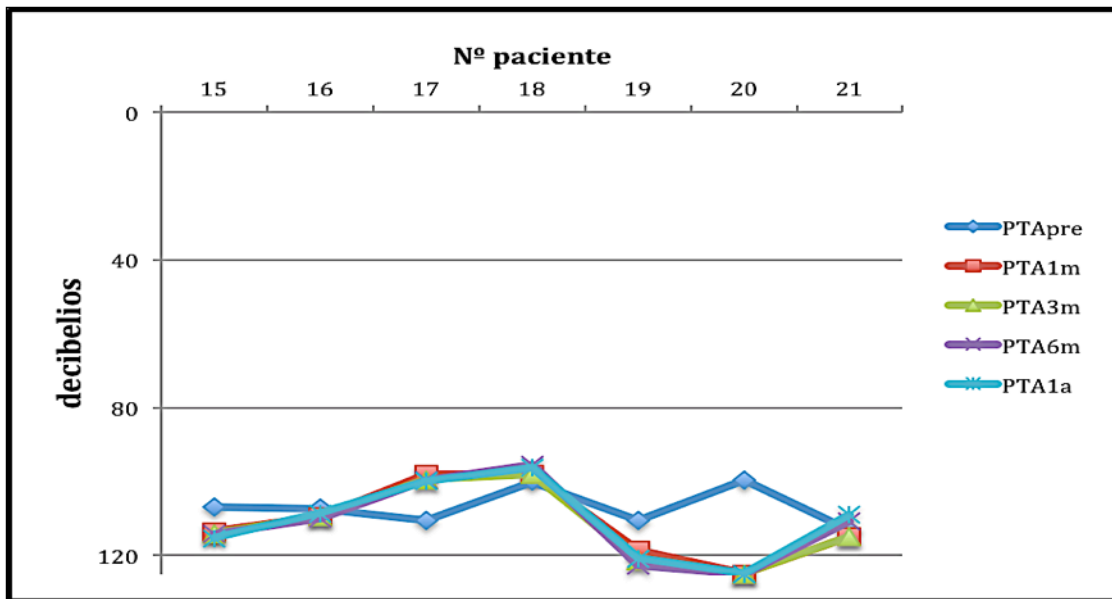


Figura 12. Evolución de la PTA en los pacientes con seguimiento a los 1, 3, 6 y 12 meses (n:7)

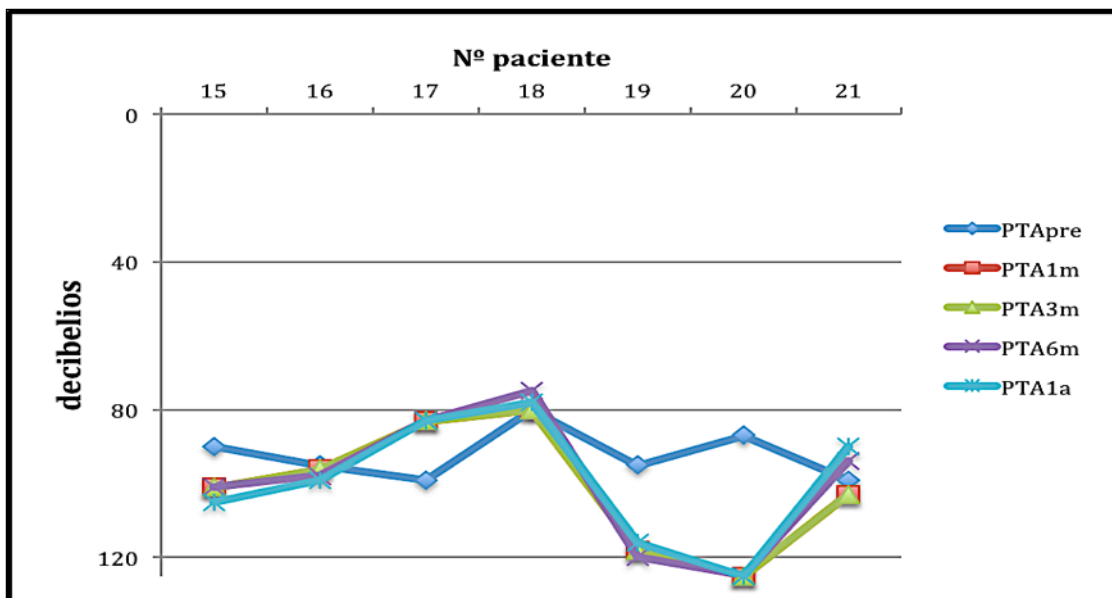


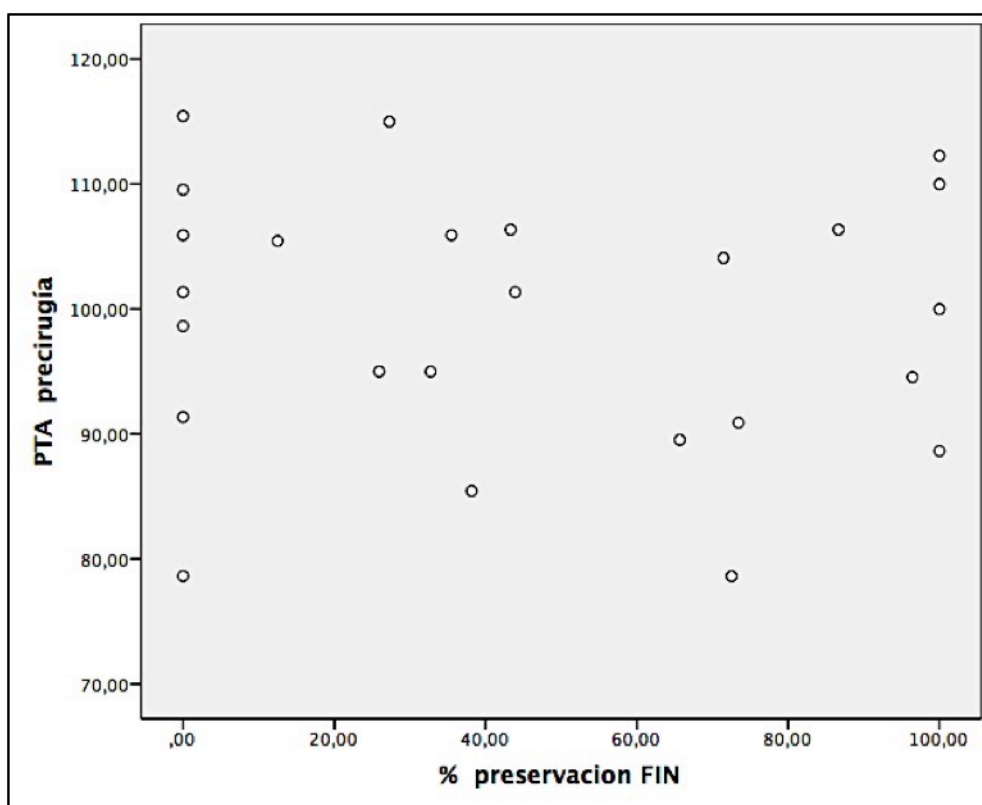
Figura 13. Evolución de la LFPTA en los pacientes con seguimiento a los 3, 6 y 12 meses (n:7)

Debido a que no existió progresión significativa de la pérdida de audición con el paso del tiempo, se unieron los datos de preservación aportados por los 21 pacientes con seguimiento de 12 meses y los de los 4 pacientes con seguimiento de 6 meses,

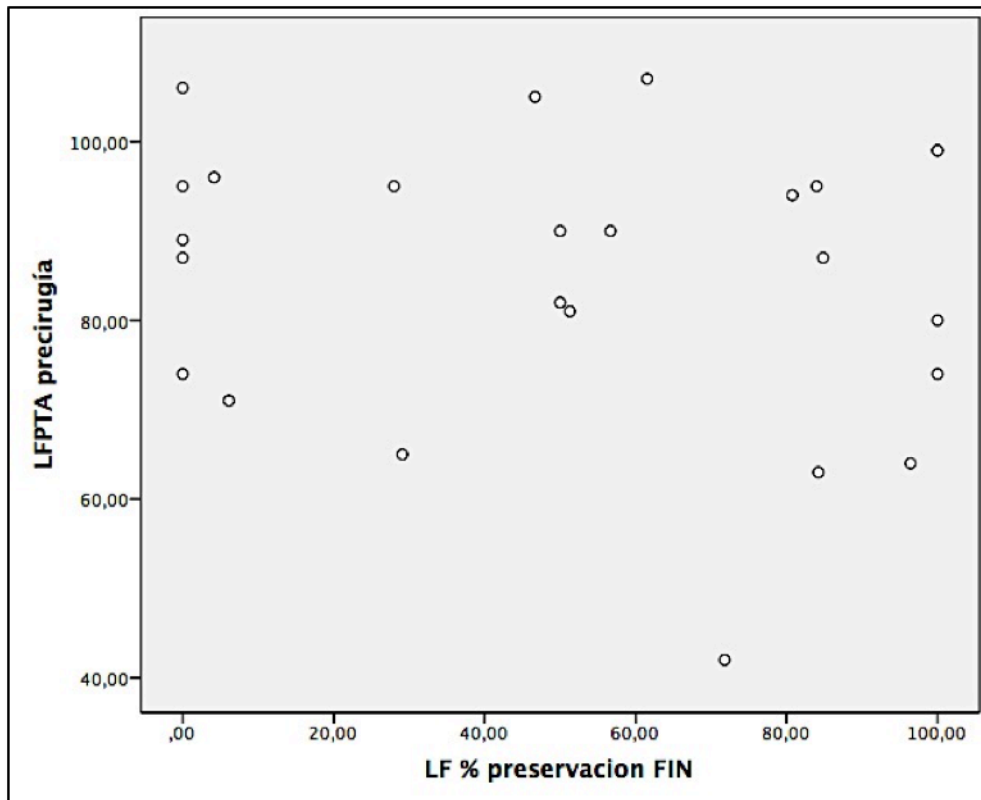
denominándose como datos al fin de seguimiento los datos aportados por el conjunto de los 25 pacientes. En lo sucesivo, los datos de preservación indicados se refieren a los datos al final del seguimiento.

### 5.5.- Relación entre la PTA previa y la preservación de restos auditivos (n:25).

En los gráficos de dispersión se observa claramente la no relación entre ellas, por lo que no se puede concluir que hay peor preservación en los pacientes con peor audiometría precirugía (figuras 14 y 15).



**Figura 14.** Relación entre PTA precirugía y porcentaje de THP a fin de seguimiento (p: 0,74)



**Figura 15.** Relación entre LFPTA precirugía y porcentaje de LFHP a fin de seguimiento (p: 0,47)

### **5.6.- Relación entre la preservación de restos auditivos y la edad, el sexo y el lado implantado (n:25).**

No se observó asociación significativa entre la preservación de restos auditivos en el rango completo y el sexo (p: 0,78), la edad (menor o mayor de 50 años) (p: 0,45) o el lado intervenido (p:0,77) (tabla 10).

Tampoco se observó asociación significativa entre la preservación de restos auditivos en el rango de frecuencias bajas y el sexo (p: 0,85), la edad (p: 0,21) o el lado intervenido (p: 0,83) (tabla 10).

**Tabla 10.** Relación entre porcentaje de preservación de restos auditivos y resto de variables (n: 25 pac)

	% THP (rango)	p	% LFHP (rango)	p
Edad		0,45		0,21
< 50 años (n:10)	52,19 (100)		63,27 (100)	
> 50 años (n:15)	40,23 (100)		43,52 (100)	
Sexo		0,78		0,85
Femenino (n:13)	47,15 (100)		52,79 (100)	
Masculino (n:12)	42,71 (100)		49,93 (100)	
Oído		0,77		0,83
Derecho (n:10)	42,25 (96,43)		52,75 (96,43)	
Izquierdo (n:15)	46,85 (100)		49,42 (100)	
Hipoacusia		0,37		0,40
Estable (n:11)	52,90 (100)		58,80 (95,83)	
Progresiva (n:14)	38,82 (100)		45,62 (100)	
Hipoacusia		0,94		0,82
< 20 años (n:9)	45,73 (100)		49,10 (100)	
> 20 años (n:16)	44,61 (100)		52,72 (100)	
Modelo		0,26		0,29
Flex 28 (n:13)	57,18 (100)		62,83 (100)	
DigisonicSP (n:3)	28,64 (6,80)		34,68 (45,16 )	
Flex Soft/Standard (n:9)	32,90 (100)		40,51 (100)	
Vía de abordaje coclear		0,07		0,20
VR (n:10)	64,98 (100)		67,41 (100)	
VRA (n:4)	43,95 (96,43)		49,10 (96,43)	
CO (n:11)	27,26 (86,67)		37,73 (84)	
Vía de abordaje coclear		<b>0,038</b>		0,085
VR/VRA (n:14)	58,97 % (100)		62,18 % (100)	
CO (n:11)	27,26 % (86)		37,73 % (84)	
Técnica de preservación		<b>0,008</b>		<b>0,005</b>
Sí (n:13)	64,87 % (100)		70,52 % (95,83)	
No (n:12)	23,50 % (96,43)		30,72 % (96,43)	
Introducción		0,06		0,16
Completa (n:18)	55,16 % (100)		57,67 % (100)	
Parcial (n:7)	18,92 % (43,90)		35,35 % (61,53)	



### **5.7.- Relación entre la preservación de restos auditivos y la estabilidad de la hipoacusia (25).**

La etiología más frecuente entre los pacientes incluidos en el estudio fue la HNS progresiva de origen desconocido ( ocho pacientes); en seis pacientes la HNS se asoció a episodios de sordera brusca, hubo cinco pacientes con HNS asociada a ototoxicidad, dos pacientes con una mutación del gen GJB2 que codifica la conexina 26, uno con HNS genética rápidamente progresiva, uno por consanguinidad, uno con enfermedad de Menière, uno con otosclerosis, uno con una meningitis por criptococo, y un paciente con HNS por mutación del gen mitocondrial.

En 11 de los 25 pacientes (44%) la hipoacusia era estable antes del implante y en 14 (56%) era progresiva. No se observó asociación significativa entre la estabilidad o progresión de la hipoacusia previa al implante y la preservación de restos auditivos en el rango completo (p: 0,34) o en el rango de frecuencias bajas (p: 0,64) (tabla 10).

### **5.8.- Relación entre la preservación de restos auditivos y el tiempo de hipoacusia (n:25)**

En cuanto al tiempo de duración de la hipoacusia, un paciente tenía una duración menor de un año, un paciente entre 1 y 5 años, 2 pacientes entre 5 y 10 años, 5 pacientes entre 10 y 20 años, y 16 pacientes presentaban un hipoacusia con una duración mayor de 20 años. Al comparar los pacientes con hipoacusia con una duración mayor o menor de 20 años, no se observó asociación significativa entre el tiempo de hipoacusia y la preservación de restos auditivos en el rango completo (p: 0,94) o en el rango de frecuencias bajas (p: 0,82) (tabla 10).

### **5.9.- Relación entre la preservación de restos auditivos y el modelo de electrodo utilizado (n:25)**

Las guías de electrodos utilizadas fueron Med-el Standard en 8 pacientes (32%), Neurelec (Actualmente Oticon) Digisonic SP en 3 pacientes (12%), Med-el Flex Soft en un paciente (4%), y Med-el Flex 28 en 13 pacientes (52%). Dado que hay un único paciente implantado con la guía Med-el FlexSoft y longitud de dicha guía es similar a la de la guía Med-el Standard, se agruparon estos pacientes para la valoración (tabla 10).

El porcentaje medio de HP del total de la población estudiada al final del seguimiento, para Med-el Flex 28, Digisonic SP, y Med-el Flex Soft y Med-el Standard fue del 57,18%, 28,64% y 32,90,67%, respectivamente; el porcentaje medio de LFHP fue del 62,83%, 34,68% y 40,51%, respectivamente (tabla 10).

La HP para Med-el Flex 28, Digisonic SP, y Med-el Flex Soft / Med-el Standard fue completa en el 38,5%, 0,0% y 22,2% de los pacientes, respectivamente; fue parcial o completa en el 69,2%, 33,3% y 44,4% de los pacientes, respectivamente (tabla 11). La LFHP fue completa en el 53,8%, 0,0% y 33,3% de los pacientes, respectivamente; fue parcial o completa en el 76,9%, 100% y 55,6% de los pacientes, respectivamente (tabla 12).

No hubo diferencias significativas entre el modelo de guía de electrodos y el porcentaje de preservación en todo el rango de frecuencias ( $p:0,26$ ) o en el rango de frecuencias bajas ( $p:0,29$ ) (tabla 10).

### **5.10.- Relación entre la preservación de restos auditivos y la vía de acceso a la rampa timpánica de la cóclea (n:25)**

En 10 pacientes (40%) el acceso a la RT de la cóclea tuvo lugar a través de la VR, en 4 (16%) a través de la VRA y en 11 (44%) a través de CO (tabla 3).

El porcentaje medio de THP del total de la población estudiada al final del seguimiento, para VR, VRA y CO, fue de 64,98%, 43,95% y 27,26%, respectivamente. El porcentaje medio de LFHP fue del 67,41%, 49,10% y 37,73%, respectivamente (tabla 10).

La THP para VR, VRA y CO, fue completa en el 50,0%, 25,0% y 9,1% de los pacientes, respectivamente (tabla 11).

Fue parcial o completa en el 80,0%, 50,0% y 36,4% de los pacientes, respectivamente (tabla 11).

La LFHP fue completa en el 60,0%, 25,0% y 27,3% de los pacientes, respectivamente. Fue parcial o completa en el 80,0%, 75,0% y 63,6% de los pacientes, respectivamente (tabla 12).

No hubo diferencias significativas entre la vía de acceso y el porcentaje de preservación de restos auditivos en el rango de frecuencias bajas ( $p: 0,2$ ), si bien se observó una tendencia en el rango completo de frecuencias ( $p: 0,07$ ) (tabla 10).

Dado que el acceso a través de la ceja de la VR puede ser considerado un subgrupo del acceso a través de la VR, en un segundo análisis se agrupó acceso a través de VR y de VRA y se mantuvo el acceso a través de CO.

La THP para VR/VRA y CO, fue completa en el 42,9% y 9,1% de los pacientes, respectivamente, y fue parcial o completa en el 71,4% y 36,4% de los pacientes, respectivamente (tabla 11). La LFHP fue completa en el 50,0% y 27,3% de los pacientes, respectivamente, y fue parcial o completa en el 78% y 63% de los pacientes, respectivamente (tabla 12).

En este caso tampoco se observaron diferencias entre ambos accesos y el porcentaje de LFHP ( $p: 0,08$ ); sin embargo cuando se comparó para todo el rango de frecuencias sí se observó una asociación significativa ( $p: 0,038$ ) (tabla 10).

**Tabla 11.** Relación entre porcentaje de pacientes con THP completa, parcial, mínima o no medible y el resto de variables (n: 25)

	Completa 28% (n:7)	Parcial 32% (n:8)	Mínima 12% (n:3)	No medible 28% (n:7)
<b>Edad</b>				
< 50 años (n:10)	30,0% (3)	40,0% (4)	10,0% (1)	20,0% (2)
> 50 años (n:15)	26,7% (4)	26,7% (4)	13,3% (2)	33,3% (5)
<b>Sexo</b>				
Femenino (n:13)	30,8% (4)	30,8% (4)	7,7% (1)	30,8% (4)
Masculino (n:12)	25,0% (3)	33,3% (4)	16,7% (2)	25,0% (3)
<b>Oído</b>				
Derecho (n:10)	20,0% (2)	40,0% (4)	10,0% (1)	30,0% (3)
Izquierdo (n:15)	33,3% (5)	26,7% (4)	13,3% (2)	26,7% (4)
<b>Hipoacusia</b>				
Estable (n:11)	18,2% (2)	63,6% (7)	9,1% (1)	9,1% (1)
Progresiva (n:14)	35,7% (5)	7,1% (1)	14,3% (2)	42,9% (6)
<b>Hipoacusia</b>				
< 20 años (n:9)	44,4% (4)	11,1% (1)	0,0% (0)	44,4% (4)
> 20 años (n:16)	18,8% (3)	43,8% (7)	18,8% (3)	18,8% (3)
<b>Modelo</b>				
Flex 28 (n:13)	38,5% (5)	38,5% (5)	0,0% (0)	23,1% (3)
DigisonicSP (n:3)	0,0% (0)	33,3% (1)	66,7% (2)	0,0% (0)
Flex Soft/Standard (n:9)	22,2% (2)	22,2% (2)	11,1% (1)	44,4% (4)
<b>Vía de abordaje coclear</b>				
VR (n:10)	50,0% (5)	30,0% (3)	0,0% (0)	20,0% (2)
VRA (n:4)	25,0% (1)	50,0% (2)	0,0% (0)	25,0% (1)
CO (n:11)	9,1% (1)	27,3% (3)	27,3% (3)	36,4% (4)
<b>Vía de abordaje coclear</b>				
VR/VRA (n:14)	42,9% (6)	35,7% (5)	0,0% (0)	21,4% (3)
CO (n:11)	9,1% (1)	27,3% (3)	27,3% (3)	36,4% (4)
<b>Técnica de preservación</b>				
Sí (n:13)	46,2% (6)	38,5% (5)	0,0% (0)	15,4% (2)
No (n:12)	8,3% (1)	25,0% (3)	25,0% (3)	41,7% (5)
<b>Introducción</b>				
Completa (n:18)	38,9% (7)	33,3% (6)	5,6% (1)	22,2% (4)
Parcial (n:7)	0,0% (0)	28,6% (2)	28,6% (2)	42,9% (3)

**Tabla 12.** Relación entre porcentaje de pacientes con LFHP completa, parcial, mínima o no medible y el resto de variables (n: 25)

	Completa 40% (n:10)	Parcial 32% (n:8)	Mínima 4% (n:1)	No medible 24% (n:6)
<b>Edad</b>				
< 50 años (n:10)	50,0% (5)	30,0% (3)	10,0% (1)	10,0% (1)
> 50 años (n:15)	33,3% (5)	33,3% (5)	0,0% (0)	33,3% (5)
<b>Sexo</b>				
Femenino (n:13)	46,2% (6)	23,1% (3)	7,7% (1)	23,1% (3)
Masculino (12)	33,3% (4)	41,7% (5)	0,0% (0)	25,0% (3)
<b>Oído</b>				
Derecho (n:10)	30,0% (3)	40,0% (4)	10,0% (1)	20,0% (2)
Izquierdo (n:15)	46,7% (7)	26,7% (4)	0,0% (0)	26,7% (4)
<b>Hipoacusia</b>				
Estable (n:11)	36,4% (4)	54,5% (6)	0,0% (0)	9,1% (1)
Progresiva (n:14)	42,9% (6)	14,3% (2)	7,1% (1)	35,7% (5)
<b>Hipoacusia</b>				
< 20 años (n:9)	44,4% (6)	11,1% (1)	11,1% (1)	33,3% (3)
> 20 años (n:16)	37,5% (6)	43,8% (7)	0,0% (0)	18,8% (3)
<b>Modelo</b>				
Flex 28 (n:13)	53,8% (7)	23,1% (3)	7,7% (1)	15,4% (2)
DigisonicSP (n:3)	0,0% (0)	100% (3)	0,0% (0)	0,0% (0)
Flex Soft/Standard (n:9)	33,3% (3)	22,2% (2)	0,0% (0)	44,4% (4)
<b>Vía de abordaje coclear</b>				
VR (n:10)	60,0% (6)	20,0% (2)	0,0% (0)	20,0% (2)
VRA (n:4)	25,0% (1)	50,0% (2)	0,0% (0)	25,0% (1)
CO (n:11)	27,3% (3)	36,4% (4)	9,1% (1)	27,3% (3)
<b>Vía de abordaje coclear</b>				
VR/VRA (n:14)	50,0% (7)	28,6% (4)	0,0% (0)	21,4% (3)
CO (n:11)	27,3% (3)	36,4% (4)	9,1% (1)	27,3% (3)
<b>Técnica de preservación</b>				
Sí (n:13)	61,5% (8)	23,1% (3)	7,7% (1)	7,7% (1)
No (n:12)	16,7% (2)	41,7% (5)	0,0% (0)	41,7% (5)
<b>Introducción</b>				
Completa (n:18)	50,0% (9)	27,8% (5)	0,0% (0)	22,2% (4)
Parcial (n:7)	14,3% (1)	42,9% (3)	14,3% (1)	28,6% (2)

### 5.11.- Relación entre porcentaje de preservación de restos auditivos y la realización de técnica de preservación (n:25).

Se confirmó una clara asociación entre la utilización de TP y el porcentaje de HP.

En los pacientes en que se realizó TP, la media de preservación fue de 70,52% para las bajas frecuencias y de 64,87% para todo el rango de frecuencias. En aquellos en los que no se realizó TP, la media fue de 30,72% (p: 0,005) y 23,50% (p:0,008) respectivamente (tablas 10 y 13).

La THP fue completa en el 46,2% de los pacientes con TP y en el 8,3% de aquéllos en los que no se realizó TP, y fue parcial o completa en el 84,7% y en el 33,3% de ellos (p:0,04), respectivamente. La LFHP fue completa en el 61,5% de los pacientes con TP y en el 16,7% de aquéllos en los que no se realizó TP, y fue parcial o completa en el 84,6% y en el 58,3% de ellos (p:0,20), respectivamente (tablas 11 y 12).

**Tabla 13.** Relación entre técnica de preservación (TP) y porcentaje de preservación de restos auditivos

	TP (media, IC95%)	No TP (media, IC95%)	p
% THP	64,87 % (45,05-83,00 %)	23,50 % (5,42-38,44 %)	<b>0,008</b>
% LFHP	70,52 % (49,34-86,83 %)	30,72% (15,42-57,45%)	<b>0,005</b>

La asociación entre la realización de TP y porcentaje de HP fue claramente significativa, tanto en el análisis de rango completo de frecuencias como en el rango de frecuencias bajas.

### 5.12.- Relación entre el porcentaje de preservación de restos auditivos y la introducción completa o incompleta del electrodo (n:25).

La introducción del electrodo fue completa en 18 pacientes (72%), y fue parcial en 7 (28%). La introducción completa no se asoció con una menor preservación de

restos auditivos, más bien al contrario, la preservación fue superior tras la introducción completa en relación a una introducción incompleta, casi significativa en la preservación de rango completo de frecuencias ( $p: 0,06$ ) (tabla 10).

### **5.13.- Preservación de restos auditivos. Análisis univariante y multivariante**

Para detectar las variables independientemente asociadas con preservación de restos auditivos se llevó a cabo un análisis multivariante mediante regresión logística binomial. Para ello fue necesario categorizar las 2 variables "THP" y "LFHP" en variables dicotómicas considerando en ambas variables los términos antiguos "no medible" y "mínima" como término nuevo "débil" ( $< 25\%$ ) y los términos antiguos "parcial" y completa" como término nuevo "considerable" ( $> 25\%$ ), respectivamente.

Con esta nueva categorización, se consiguió una THP "considerable" en 15/25 (60%) de los pacientes; a su vez, la LFHP fue "considerable" en 18/25 (72%) de los pacientes (tablas 14 y 15).

Para el análisis multivariante se escogieron 3 variables dado el número de pacientes incluidos en el estudio (25) y la recomendación académica de no incluir en el modelo más de una variable por cada 10 pacientes. Se realizaron 2 modelos con el siguiente tipo de variables incluidas: modelo a): técnica de preservación, estabilidad de hipoacusia, vía de entrada; modelo b): técnica de preservación, estabilidad de hipoacusia, introducción completa. En los 2 modelos la única variable que persistió independiente fue la técnica de preservación (odds ratio 2,4; intervalo de confianza 95: 1,6 - 75,5%) (tablas 14 y 15).

En relación a frecuencias bajas no se observó en el análisis multivariante ninguna variable independientemente asociada con preservación de restos auditivos.

**Tabla 14.** Preservación de restos auditivos en el rango completo de frecuencias. Análisis uni- y multivariante

	Pacientes con THP considerable (>25%)	p	Odds ratio	Intervalo confianza 95%
	ANÁLISIS UNIVARIANTE		ANÁLISIS MULTIVARIANTE	
Estabilidad de hipoacusia	81,8 %	0,09	-	-
Progresión de hipoacusia	42,9 %		-	-
Vía de abordaje coclear: VR/VRA	78,6 %	<b>0,049</b>	-	-
Vía de abordaje coclear: CO	36,4 %		-	-
Técnica de preservación presente	84,6 %	<b>0,015</b>	2,4	1,6 - 75,5
Técnica preservación ausente	33,3 %			
Introducción completa	72,2 %	0,07	-	-
Introducción incompleta	28,6 %		-	-

**Tabla 15.** Preservación de restos auditivos con frecuencias bajas. Análisis uni- y multivariante

	Pacientes con LFHP considerable (>25%)	p	Odds ratio	Intervalo confianza 95%
	ANÁLISIS UNIVARIANTE		ANÁLISIS MULTIVARIANTE	
Estabilidad de hipoacusia	90,9 %	0,09	-	-
Progresión de hipoacusia	57,1 %		-	-
Vía de abordaje coclear: VR o VRA	78,6 %	0,61	-	-
Vía de abordaje coclear: CO	63,6 %		-	-
Técnica preservación presente	84,6 %	0,24	-	-
Técnica preservación ausente	58,3 %		-	-
Introducción completa	77,8 %	0,35	-	-
Introducción incompleta	57,1 %		-	-



### 5.14.- Análisis restringido de porcentaje de preservación de restos auditivos en pacientes sometidos a cirugía de preservación (n:13).

Dada la asociación estadísticamente significativa entre la preservación de restos y la realización de cirugía de preservación auditiva, fundamentalmente cuando se analizó el rango completo de frecuencias, se llevo a cabo un análisis restringido a los 13 pacientes en los que se aplicó cirugía de preservación.

En los 13 pacientes sometidos a cirugía de preservación, la THP media fue del 64,87% y la LFHP del 70,53%. (tabla 16).

**Tabla 16.** Media de preservación de restos auditivos a fin de seguimiento en rango completo de frecuencias o en rango de frecuencias bajas de los pacientes sometidos a cirugía de preservación (n:13)

	Media $\pm$ sd	rango
%THP (n: 13)	64,87% $\pm$ 36,03	100
%LFHP (n: 13)	70,63% $\pm$ 32,28	95,83

La THP fue completa en el 46,2%, y fue completa o parcial en el 84,7% de los pacientes. La LFHP fue completa en el 61,5%, y fue completa o parcial en el 84,6% de los pacientes (tabla 17).

**Tabla 17.** Número y porcentaje de pacientes con THP y LFHP completa, parcial, mínima y no medible en los pacientes sometidos a cirugía de preservación (n:13)

	completa	parcial	mínima	no medible
THP	6 46,2%	5 38,5%	0 0%	2 15,4%
LFHP	8 61,5%	3 23,1%	1 7,7%	1 7,7%

Las tablas 18 , 19 y 20 recogen los resultados de asociación entre la preservación de restos auditivos y el resto de las variables estudiadas.

No se observó asociación significativa entre la THP y el sexo (p: 0,86), la edad (menor o mayor de 50 años) (p: 0,86) o el lado intervenido (p:0,29). Tampoco se observó entre la LFHP y el sexo (p: 0,94), la edad (p: 0,73) o el lado intervenido (p: 0,32) (tabla 18).

En 6 de los 13 pacientes la hipoacusia era estable antes del implante y en 7 era progresiva. No se observó asociación significativa entre la estabilidad o progresión de la hipoacusia previa al implante y la preservación de restos auditivos en el rango completo (p: 0,51) o en el rango de frecuencias bajas (p: 0,60) (tabla 18).

En cuanto al tiempo de duración de la hipoacusia, un paciente tenía una duración entre 1 y 5 años, 2 pacientes entre 5 y 10 años, 3 pacientes entre 10 y 20 años, y 7 pacientes presentaban un hipoacusia con una duración mayor de 20 años. Al comparar los pacientes con hipoacusia con una duración mayor o menor de 20 años, no se observó asociación significativa entre el tiempo de hipoacusia y la THP (p: 0,74); tampoco se observó con la LFHP (p: 0,76) (tabla 18).

Las guías de electrodos utilizadas en los pacientes en los que se realizó TP fueron Med-el Flex Soft en un paciente, y Med-el Flex 28 en los 12 pacientes restantes . La única paciente intervenida con un electrodo Med-el Flex Soft tuvo una HP completa. La media de THP y LFHP de los 12 pacientes intervenidos con un electrodo Med-el Flex 28 fue del 61,94% y del 68,07% respectivamente (tabla 18). La THP en estos pacientes fue completa en el 41% y completa o parcial en el 83,4%. (tabla 19). La LFHP fue completa en el 58,3%, y completa o parcial en el 83,3% de los pacientes (tabla 20).

En 9 pacientes el acceso tuvo lugar a través de la VR, en 1 a través de la VRA y en 3 a través de CO.

La THP para VR, VRA y CO, fue completa en el 55,6%, 0,0% y 33,3% de los pacientes, respectivamente; fue completa o parcial en el 88,9%, 100% y 66,6% de los pacientes, respectivamente. (tabla 19). La LFHP fue completa en el 66,7%, 0% y 66,7% de los pacientes, respectivamente; fue completa o parcial en el 88,9%, 100% y 66,7% de los pacientes, respectivamente (tabla 20).

No hubo diferencias significativas entre la vía de acceso y el porcentaje de preservación de restos auditivos en todo el rango de frecuencias (p: 0,54) o en el rango de frecuencias bajas (p: 0,74).

**Tabla 18.** Relación entre porcentaje de preservación de restos auditivos y resto de variables en los pacientes sometidos a cirugía de preservación (n: 13)

	% THP (rango)	p	% LFHP (rango)	p
Edad		0,86		0,73
< 50 años (7)	66,58 (100)		73,50 (72)	
> 50 años (6)	62,87 (100)		67,05 (95,83)	
Sexo		0,86		0,94
femenino (8)	66,33 (100)		71,09 (95,83)	
masculino (5)	62,55 (64,52)		69,63 (70,91)	
Oído		0,29		0,32
derecho (5)	51,11 (73,44)		58,90 (56,85)	
izquierdo (8)	73,47 (100)		77,79 (95,83)	
Hipoacusia		0,51		0,60
Estable (6)	57,51 (100)		65,15 (95,83)	
Progresiva (7)	71,18 (100)		75,13 (72,00)	
Hipoacusia		0,74		0,76
< 20 años (6)	68,6 (100)		73,65 (72,00)	
> 20 años (7)	61,68 (100)		67,84 (95,83)	
Modelo		0,33		0,36
Flex 28 (12)	61,94 (100)		68,07 (95,83)	
Flex Soft (1)	100,00 (0,00)		100,00 (0,00)	
Vía de abordaje coclear		0,54		0,74
VR (9)	72,20 (100)		74,90 (95,83)	
VRA (1)	35,48 (0,00)		50,00 (0,00)	
CO (3)	52,70 (86,67)		64,25 (56,00)	
Vía de abordaje coclear		0,52		0,72
VR/VRA (10)	68,52 (100)		72,41 (95,83)	
CO (3)	52,70 (86,67)		64,25 (56,00)	
Introducción		0,56		0,18
Completa (12)	0,00 (0,0)		28,00 (0,00)	
Parcial (1)				

**Tabla 19.** Relación entre porcentaje de pacientes con THP completa, parcial, mínima o no medible y el resto de variables en pacientes sometidos a cirugía de preservación (n: 13)

	Completa 46,2% (n: 6)	Parcial 38,5% (n: 5)	Mínima 0% (n: 0)	No medible 15,4% (n: 2)
Edad				
< 50 años (7)	42,9% (3)	42,9% (3)	0,0% (0)	14,3% (1)
> 50 años (6)	50,0% (3)	33,3% (2)	0,0% (0)	16,7% (1)
Sexo				
femenino (8)	50,0% (4)	25,0% (2)	0,0% (0)	25,0% (2)
masculino (5)	40,0% (2)	60,0% (3)	0,0% (0)	0,0% (0)
Oído				
derecho (5)	20,0% (1)	60,0% (3)	0,0% (0)	20,0% (1)
izquierdo (8)	62,5% (5)	25,0% (2)	0,0% (0)	12,5% (1)
Hipoacusia				
Estable (6)	16,7% (1)	66,7% (4)	0,0% (0)	16,7% (1)
Progresiva (7)	71,4% (5)	14,3% (1)	0,0% (0)	14,3% (1)
Hipoacusia				
< 20 años (6)	66,7% (4)	16,7% (1)	0,0% (0)	16,7% (1)
> 20 años (7)	28,6% (2)	57,1% (4)	0,0% (0)	14,3% (1)
Modelo				
Flex 28 (12)	41,7% (5)	41,7% (5)	0,0% (0)	16,7% (2)
Flex Soft (1)	100,0% (1)	0,0% (0)	0,0% (0)	0,0% (0)
Vía de abordaje coclear				
VR (9)	55,6% (5)	33,3% (3)	0,0% (0)	11,1% (1)
VRA (1)	0,0% (0)	100,0% (1)	0,0% (0)	0,0% (0)
CO (3)	33,3% (1)	33,3% (1)	0,0% (0)	33,3% (1)
Vía de abordaje coclear				
VR/VRA (10)	50,0% (5)	40,0% (4)	0,0% (0)	10,0% (1)
CO (3)	33,3 (1)	33,3% (1)	0,0% (0)	33,3% (1)
Introducción				
Completa (12)	50,0% (6)	41,7% (5)	0,0% (0)	8,3% (1)
Parcial (1)	0,0% (0)	0,0% (0)	0,0% (0)	100% (1)

**Tabla 20.** Relación entre porcentaje de pacientes con LFHP completa, parcial, mínima o no medible y el resto de variables en los pacientes sometidos a cirugía de preservación (n: 13)

	Completa 61,5% (n: 8)	Parcial 23,1% (n: 3)	Mínima 7,7% (n: 1)	No medible 7,7% (n: 1)
<b>Edad</b>				
< 50 años (7)	57,1% (4)	28,6% (2)	14,3% (1)	0,0% (0)
> 50 años (6)	66,7% (4)	16,7% (1)	0,0% (0)	16,7% (1)
<b>Sexo</b>				
femenino (8)	62,5% (5)	12,5% (1)	12,5% (1)	12,5% (1)
masculino (5)	60,0% (3)	40,0% (2)	0,0% (0)	0,0% (0)
<b>Oído</b>				
derecho (5)	40,0% (2)	40,0% (2)	20,0% (1)	0,0% (0)
izquierdo (8)	75,0% (6)	12,5% (1)	0,0% (0)	12,5% (1)
<b>Hipoacusia</b>				
Estable (6)	50,0% (3)	33,3% (2)	0,0% (0)	16,7% (1)
Progresiva (7)	71,4% (5)	14,3% (1)	14,3% (1)	0,0% (0)
<b>Hipoacusia</b>				
< 20 años (6)	66,7% (4)	16,7% (1)	16,7% (1)	0,0% (0)
> 20 años (7)	57,1% (4)	28,6% (2)	0,0% (0)	14,3% (1)
<b>Modelo</b>				
Flex 28 (12)	58,3% (7)	25,0% (3)	8,3% (1)	8,3% (1)
Flex Soft (1)	100,0% (1)	0,0% (0)	0,0% (0)	0,0% (0)
<b>Vía de abordaje coclear</b>				
VR (9)	66,7% (6)	22,2% (2)	0,0% (0)	11,1% (1)
VRA (1)	0,0% (0)	100,0% (1)	0,0% (0)	0,0% (0)
CO (3)	66,7% (2)	0,0% (0)	33,3% (1)	0,0% (0)
<b>Vía de abordaje coclear</b>				
VR/VRA (10)	60,0% (6)	30,0% (3)	0,0% (0)	10,0% (1)
CO (3)	66,7% (2)	0,0% (0)	33,3% (1)	0,0% (0)
<b>Introducción</b>				
Completa (12)	66,7% (8)	25,0% (3)	0,0% (0)	8,3% (1)
Parcial (1)	0,0% (0)	0,0% (0)	100,0% (1)	0,0% (0)

Tampoco se observaron diferencias al unir VR y VRA respecto a CO, ni en THP (p: 0,52); ni en LFHP (p: 0,72).

La introducción del electrodo fue completa en todos los pacientes excepto en uno de ellos, en el que un electrodo quedó fuera de la VR; este paciente preservó únicamente unos mínimos restos en graves.

### 5.15.- Resultados de preservación de restos auditivos individualizados por frecuencias

En las tablas 21 y 22 se recoge la pérdida individualizada para cada frecuencia a fin del seguimiento de los 25 pacientes incluidos en el estudio.

La tabla 21 recoge la pérdida expresada, por un lado, en decibelios perdidos, y por otro, en porcentaje de pérdida. Como se ha comentado anteriormente, dado que en algunas frecuencias, especialmente en las más agudas, la mayoría de los pacientes tenían unos restos mínimos o no medibles antes de la cirugía, estos datos deben ser interpretados con cautela.

**Tabla 21.** Pérdida de audición en los 25 pacientes incluidos, por frecuencias, en decibelios perdidos y en porcentaje de pérdida

	125	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000	6000	8000
<b>Db</b>	7,80	12,40	17,60	15,20	15,20	11,20	9,20	8,00	6,4	1,20	-0,2
<b>% pérdida</b>	33,33	37,95	56,77	76,66	71,55	77,63	73,13	91,48	100	100	0

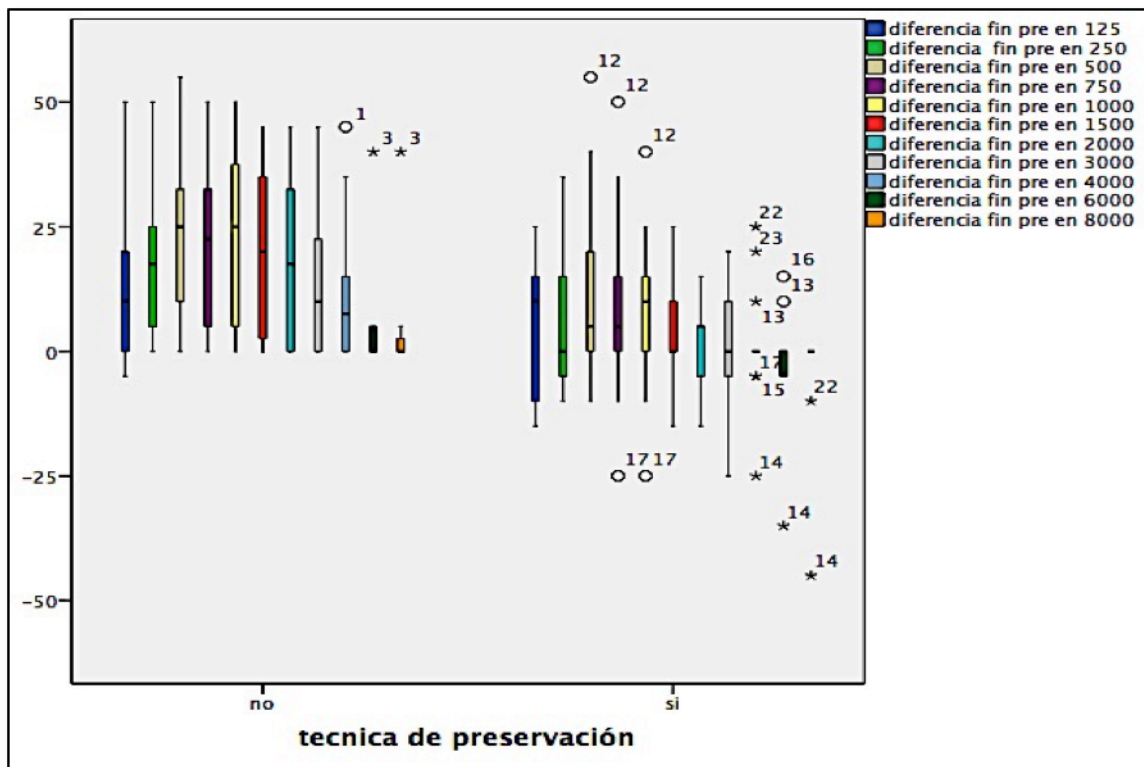
En la tabla 22 se recogen las diferencias individualizadas por frecuencias, expresadas en decibelios perdidos, en los pacientes con y sin técnica de preservación.

**Tabla 22.** Pérdida de audición, expresada en decibelios perdidos, en los pacientes con y sin técnica de preservación

	125	250	500	750	1000	1500	2000	3000	4000	6000	8000
<b>TP</b>											
<b>No</b>	12,5	18,33	24,16	20,83	22,08	19,16	18,33	14,58	11,66	4,58	4,16
<b>Sí</b>	3,46	6,92	11,53	10,00	8,84	3,84	0,77	1,92	1,53	-1,92	-4,23
<b>p</b>	0,14	0,78	0,09	0,14	0,059	<b>0,012</b>	<b>0,007</b>	<b>0,03</b>	0,073	0,16	0,09

Se apreció una diferencia entre ambos grupos, que fue significativa para 1500 Hz ( $p: 0,012$ ), 2000 Hz ( $p:0,007$ ) y 3000 Hz ( $p:0,03$ ) Hz , y mostró tendencia para 1000 Hz (0,059).

La figura 16 refleja estas diferencias en los pacientes con y sin técnica de preservación.



**Figura 16.** Diferencias individualizadas por frecuencias en los pacientes con y sin técnica de preservación.

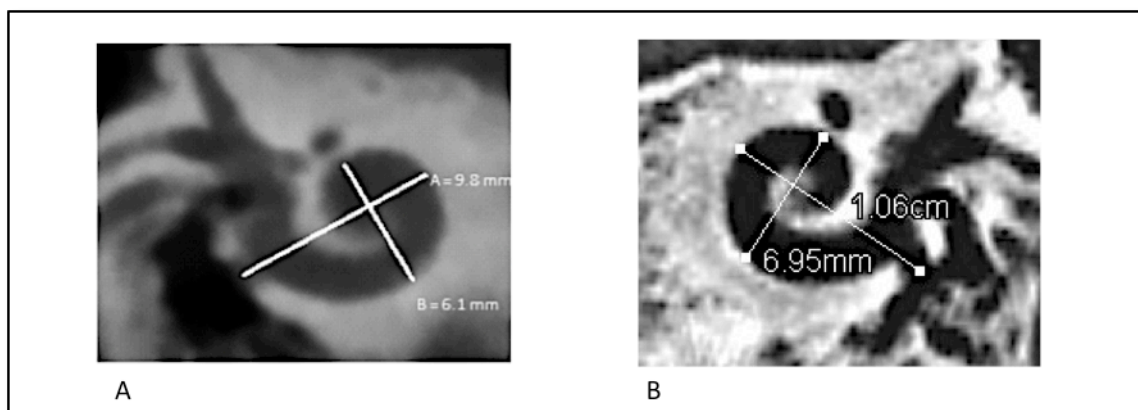
### 5.16.- Estudios radiológicos: anatomía, grados de inserción, longitud de inserción, porcentaje de cobertura coclear, frecuencia estimada de alcance y daño coclear tras la inserción de la guía de electrodos

De los 25 pacientes incluidos en el estudio, un paciente falleció al año de la cirugía y no se realizó el TC de control. Otro paciente se negó a realizarse el TC de control, por lo que el estudio radiológico mediante DynaCT incluye a 23/25 pacientes.

En los primeros 15 pacientes intervenidos, la exploración mediante DynaCT se realizó sólo posteriormente a la cirugía puesto que previamente a ella se les había realizado un TC de alta resolución. En los últimos 8 pacientes intervenidos, se realizaron ambos DynaCT pre y pos-cirugía y se tomó como distancia A la media de las dos mediciones realizadas.

En la figura 17 se aprecia la medida de la distancia A y B a partir de la imagen radiológica obtenida mediante el DynaCT.

La medida de la distancia A (figura 17) osciló entre 9,27 y 10,20 mm, media de 9,75 mm.



**Figura 17.** A: Imagen obtenida para realizar las medidas de la cóclea. A: imagen tomada de Boyer, realizada según el método de Escudé. B: imagen de DynaCT del presente estudio.

Con estos diámetros, la 2TL osciló entre 30,19 y 33,58 mm ,media de 32,04 mm.

La CDL osciló entre 34,56 y 38,85 mm, media de 36,72 mm.

En la tabla 23 se muestran los datos de 2TL y CDL obtenidos a partir de la distancia A.

El estudio radiológico poscirugía permitió comprobar la inserción correcta o incorrecta de la guía de electrodos. En la figura 18 se muestran imágenes de inserción completa e incompleta de la guía de electrodos. En la figura 19 se muestran las imágenes radiológicas de la mayor y la menor inserción de la guía.

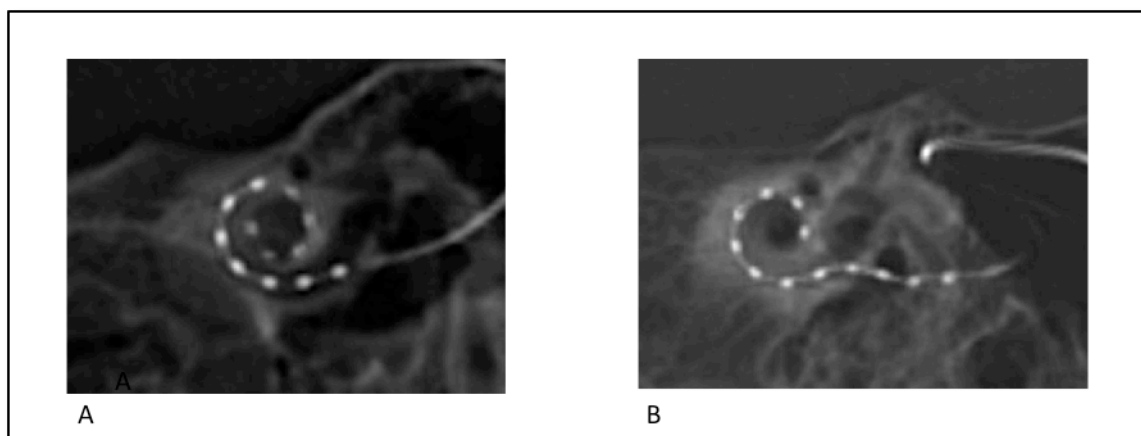
A partir de la imagen radiológica posquirúrgica fue posible medir el IDA y la LID.



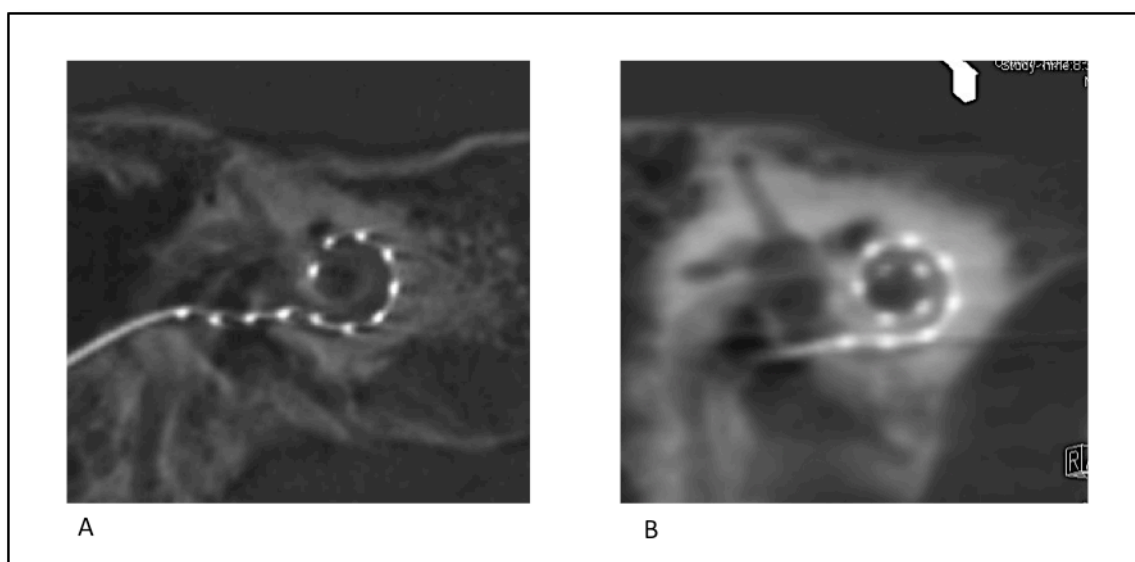
Las medidas del IDA fueron realizadas por el radiólogo según el método de Xu y cols.<sup>60</sup> (figura 20).

**Tabla 23.** Medidas de diámetro A, 2TL y CDL (n:23)

	Guía de electrodos	Diámetro A (mm)	2TL (mm)	CDL (mm)
1	Med-el Standard	9,92	32,56	37,27
2	Med-el Standard	9,34	30,44	34,85
3	Med-el Standard	9,52	31,3	35,60
4	Digisonic SP	10,03	32,9	37,60
5	Med-el Standard	10	32,85	37,60
6	Med-el Standard	10	32,85	37,60
7	Digisonic SP	9,86	32,34	37,02
8	Med-el Standard	10,2	33,58	38,43
9	Med-el Standard			
10	Digisonic SP	9,64	31,54	36,10
11	Med-el Standard	9,4	30,66	35,10
12	Med-el Flex28			
13	Med-el Flex28	10,06	32,85	37,60
14	Med-el FlexSoft	9,63	31,50	36,06
15	Med-el Flex28	9,28	30,22	34,60
16	Med-el Flex28	9,56	31,24	35,77
17	Med-el Flex28	9,81	32,16	36,81
18	Med-el Flex28	9,60	31,4	36,00
19	Med-el Flex28	10,2	33,58	38,43
20	Med-el Flex28	9,27	30,19	34,56
21	Med-el Flex28	10,1	33,22	38,02
22	Med-el Flex28	10,05	32,9	37,60
23	Med-el Flex28	10,1	33,22	38,02
24	Med-el Flex28	9,7	31,8	36,40
25	Med-el Flex28	9,76	31,97	36,40

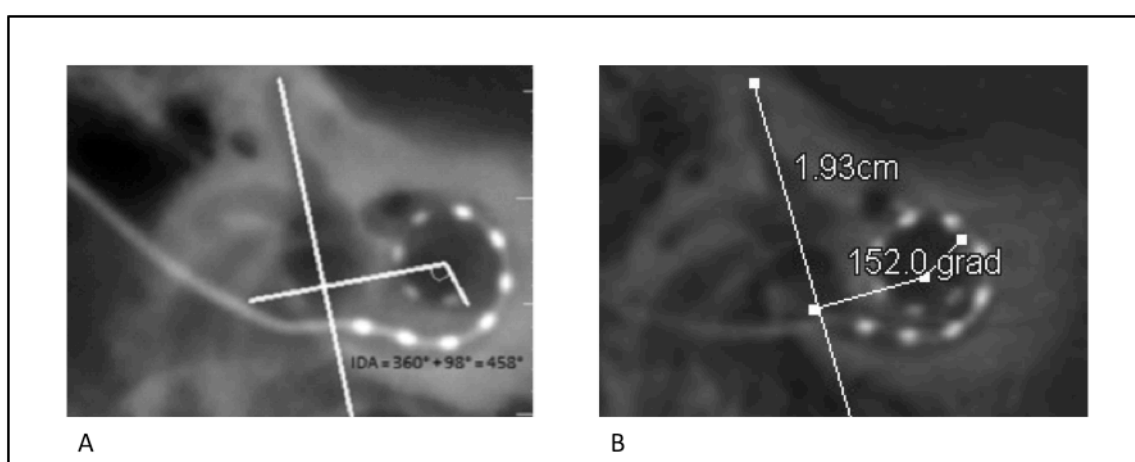


**Figura 18.** Imágenes del estudio de DynaCT. A: Inserción completa de la guía de electrodos. B: Inserción parcial.



**Figura 19.** Imágenes de DynaCT del presente estudio con diferentes profundidades de inserción. A: la menor inserción (paciente n. 5). B: la mayor inserción (paciente n. 1)

En función de la guía de electrodos utilizada, el IDA osciló entre 340 y 673,5 grados para la guía Med-el Standard, media de 483,2 grados. Fue de entre 396,1 y 552,8 grados para la guía Digisonic SP, media de 457,9 grados. Para la guía Med-el Flex 28, el IDA osciló entre 456,3 y 633,7 grados, media de 566,63 grados. En el único paciente intervenido con una guía Med-el FlexSoft la profundidad de inserción fue de 593,8 grados (tabla 24) .



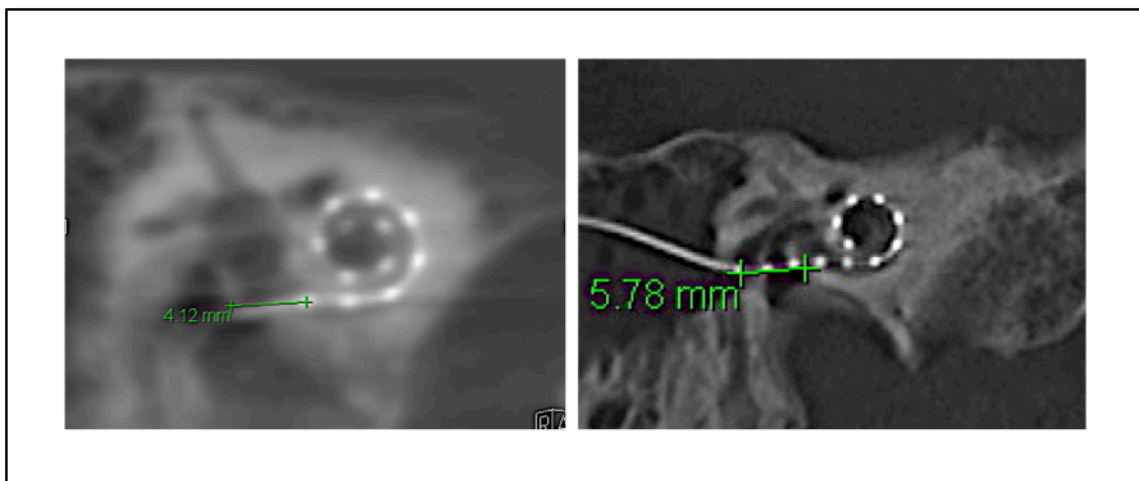
**Figura 20.** Medida del ángulo de inserción (IDA). A: imagen tomada de Boyer, realizada según el método de Xu. B: imagen de DynaCT del presente estudio.

Para determinar la longitud de inserción del electrodo (LID), a partir de la imagen radiológica posquirúrgica obtenida para medir los grados de inserción del

electrodo se mide la distancia entre la VR y el primer contacto basal del electrodo. La LID final es así la suma de dicha distancia y la distancia entre el electrodo más basal y el extremo apical de la guía. En el caso de una inserción parcial, a la longitud conocida de la guía de electrodos se resta la distancia entre la VR y el contacto localizado más externo a la VR (figura 21).

La LID osciló entre 21,50 y 30,90 mm, que fue a su vez la LID mayor y menor conseguida con el electrodo Med-el Standard. La LID osciló entre 22,60 y 26,50 mm para la guía Digisonic SP, y entre 22,40 y 28,25 mm para la guía Med-el Flex 28. En el único paciente intervenido con una guía Med-el FlexSoft, la LID fue de 27,30 mm (tabla 24).

Posteriormente se compararon las medidas de IDA obtenidas radiológicamente con las aportadas por el software de Med-el en base a la medida A, la vía de acceso a la cóclea, la guía de electrodos utilizada y la LID. Ambas medidas fueron coincidentes en un 95% , y oscilaron entre 340,40 y 673,50 grados. En ningún paciente se superaron los 720 grados de inserción, que se corresponde con las dos primeras vueltas de la cóclea.



**Figura 21.** Medida de la longitud de inserción (LID) del electrodo

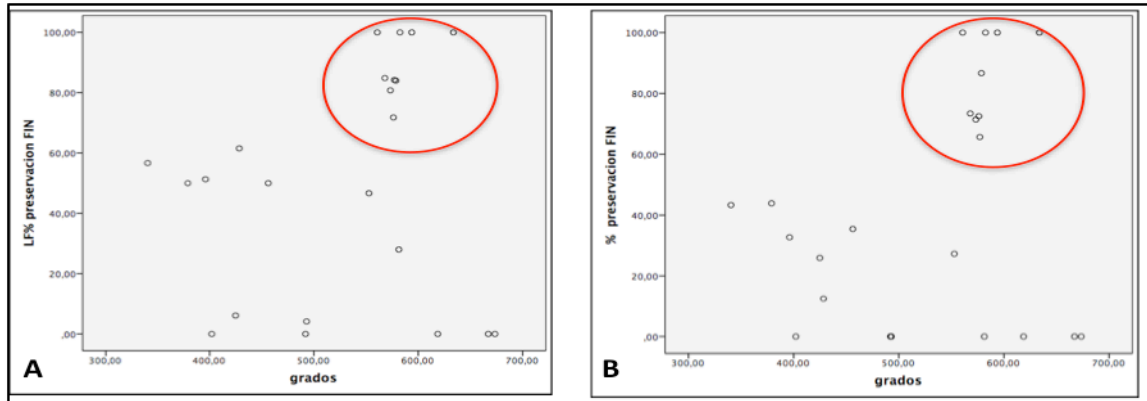
La tabla 24 muestra ambos datos de IDA y LID. En base a estos datos previos, se muestra a continuación el porcentaje de cobertura de la cóclea y la frecuencia estimada de alcance, que el software calcula a partir de los datos previamente aportados.

**Tabla 24.** Medidas de ángulo de inserción (IDA), longitud de inserción (LID), porcentaje de cobertura coclear y frecuencia estimada de alcance (n:25).

	<b>Guía de electrodos</b>	<b>Vía de entrada</b>	<b>LFHP/THP</b>	<b>IDA (grados)</b>	<b>LID (mm)</b>	<b>Cobertura (%)</b>	<b>Frecuencia Alcanzada (Hz)</b>
1	Med-el Standard	CO	NM/NM	673,5	30,9	83,1	± 260
2	Med-el Standard	VRA	P/P	379	21,5	62	950-1150
3	Med-el Standard	CO	NM/NM	402,1	21,6	60,8	900-1600
4	Digisonic SP	CO	P/P	424,9	24,1	64,1	± 800
5	Med-el Standard	CO	P/P	340,4	25,3	67,3	590-800
6	Med-el Standard	CO	C/M	428,4	24,8	66	590-800
7	Digisonic SP	CO	P/M	552,8	26,5	72	± 540
8	Med-el Standard	VRA	NM/NM	667,1	30,58	79,4	230-330
9	Med-el Standard		C/C				
10	Digisonic SP	CO	P/M	396,1	22,6	62,8	700-900
11	Med-el Standard	VR	NM/NM	492	26,6	75,8	300-430
12	Med-el Flex28		P/P				
13	Med-el Flex28	VR	C/P	577,1	25,7	68,4	590-800
14	Med-el FlexSoft	VR	C/C	593,8	27,3	75,8	340-490
15	Med-el Flex28	VRA	P/P	456,3	22,4	64,6	600-800
16	Med-el Flex28	CO	C/C	578,6	25,9	73	± 430
17	Med-el Flex28	VR	C/C	582,5	27,68	75,2	±350
18	Med-el Flex28	VR	C/C	633,7	27,95	77,6	350-540
19	Med-el Flex28	CO	M/NM	581,4	28,25	73,4	470-650
20	Med-el Flex28	CO	NM/NM	618,7	27,3	79,5	260-380
21	Med-el Flex28	VR	C/C	560,8	27,33	73,3	420-590
22	Med-el Flex28	VR	C/C	568,0	27,34	72,7	420-590
23	Med-el Flex28	VR	NM/NM	493,0	26,1	68,7	420-590
24	Med-el Flex28	VR	P/P	576,2	26,6	73,1	340-490
25	Med-el Flex28	CO	C/P	573,3	26,3	72,3	340-490

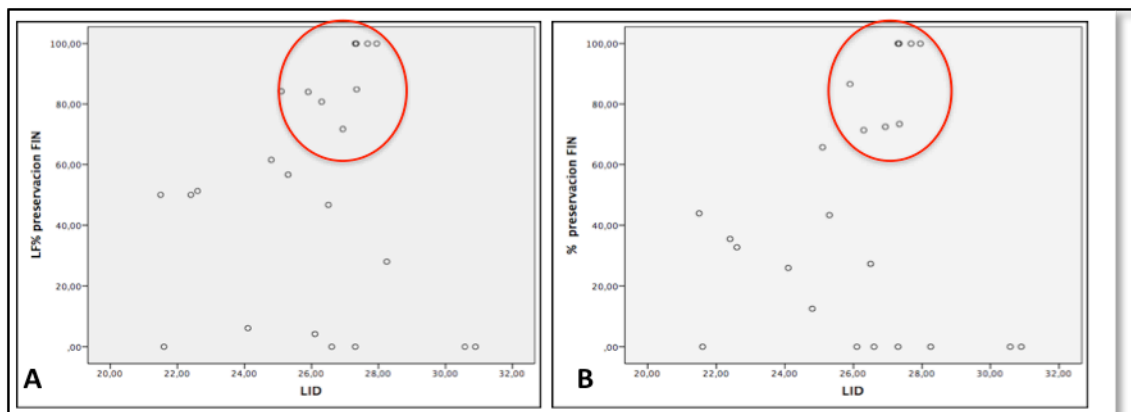
El porcentaje de cobertura osciló entre el 60,80 y el 83,10%, con una media del 71,3%, que fue a su vez el porcentaje mayor y menor conseguido con el electrodo Med-el Standard. El porcentaje de cobertura osciló entre el 62,8 y el 72,0% para la guía Digisonic SP, media de 66,3%, y entre el 64,60 y el 79,50% para la guía Med-el Flex 28, media de 72,59%. En el único paciente intervenido con una guía Med-el FlexSoft, el porcentaje de cobertura de la cóclea fue del 75,8% (tabla 24).

En la figura 22 se aprecia como una inserción más profunda no se relacionó con peor preservación de restos auditivos. Más bien al contrario, los mayores porcentajes, tanto de THP como de LFHP se consiguieron con inserciones cercanas a los 600 grados.



**Figura 22.** Relación entre los grados de inserción y el porcentaje de preservación. A: relación entre grados de inserción y LFHP. B: relación entre grados de inserción y THP

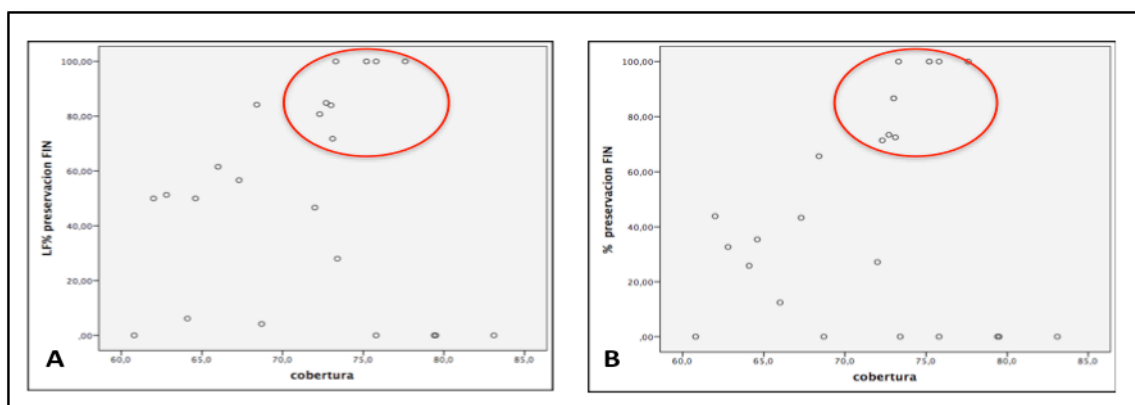
Algo similar se aprecia en la figura 23 con la LID. Los mejores porcentajes de preservación, tanto de THP como de LFHP, se consiguieron con inserciones cercanas a los 28 mm.



**Figura 23.** Relación entre la LID y el porcentaje de preservación. A: relación entre LID y LFHP. B: relación entre LID y THP.

En los pacientes intervenidos con TP y que consiguieron una LFHP y THP completa, la LID osciló entre 25,1 y 27,95 mm.

Similares datos se aprecian en la figura 24 con el porcentaje de cobertura coclear. Los mejores porcentajes de preservación, tanto de THP como de LFHP, se consiguieron con inserciones alrededor del 75%.



**Figura 24.** Relación entre el porcentaje de cobertura coclear y el porcentaje de preservación. A: relación entre % cobertura y LFHP. B: relación entre % cobertura y THP.

En los pacientes intervenidos con TP y que consiguieron una LFHP completa, la inserción osciló entre 577,1 y 633,7 grados, con un porcentaje de cobertura de la cóclea del 66,8-77,6%, y una frecuencia estimada de alcance entre 800 y 340 Hz, según el software de Med-el.

En los pacientes intervenidos con TP y que consiguieron una THP completa, la inserción osciló entre 568 y 633,7 grados, con un porcentaje de cobertura de la cóclea entre el 72,7 y 77,6%, y una frecuencia estimada de alcance de 590-340 Hz, según el software de Med-el.

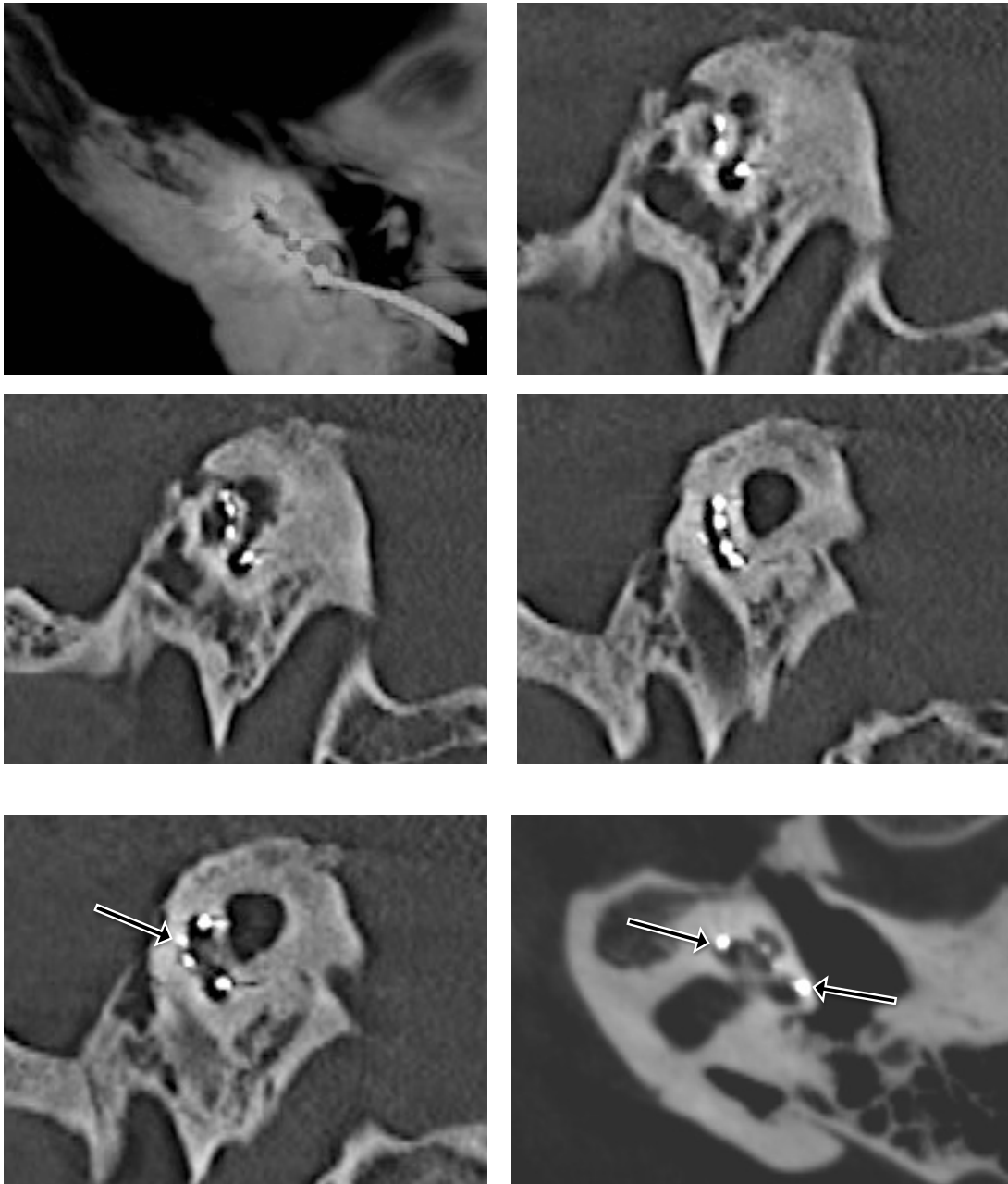
Entre los pacientes intervenidos mediante TP, sólo uno de ellos fue intervenido con una guía Med-el Flex Soft. Dicho paciente consiguió una HP completa con una inserción de 27,3 mm y una cobertura coclear del 75,8%, estimando una frecuencia de alcance entre 490 y 340 Hz, según el software de Med-el.

En el resto de los pacientes intervenidos mediante TP se utilizó la guía de electrodos Med-el Flex 28. Entre estos pacientes, aquéllos que mantuvieron una preservación completa de los restos auditivos previos a la cirugía tuvieron un IDA de entre 560,8 y 633,7 grados y una LID de entre 25,7 y 27,9 mm, con un porcentaje de cobertura coclear del 68,4- 77,6%, estimando una frecuencia de alcance entre 800 y 340 Hz, según el software de Med-el.

En cuanto a la valoración de la inserción correcta del electrodo en la RT de la cóclea o la dislocación del mismo hacia la RV, en dos casos se apreció una dislocación de los electrodos basales. En ambos casos la inserción del electrodo se había realizado a

través de CO. En un tercer paciente se apreció una posible dislocación de los electrodos apicales (figura 25).

El resto de los electrodos estaban correctamente colocados en la RT de la cóclea.



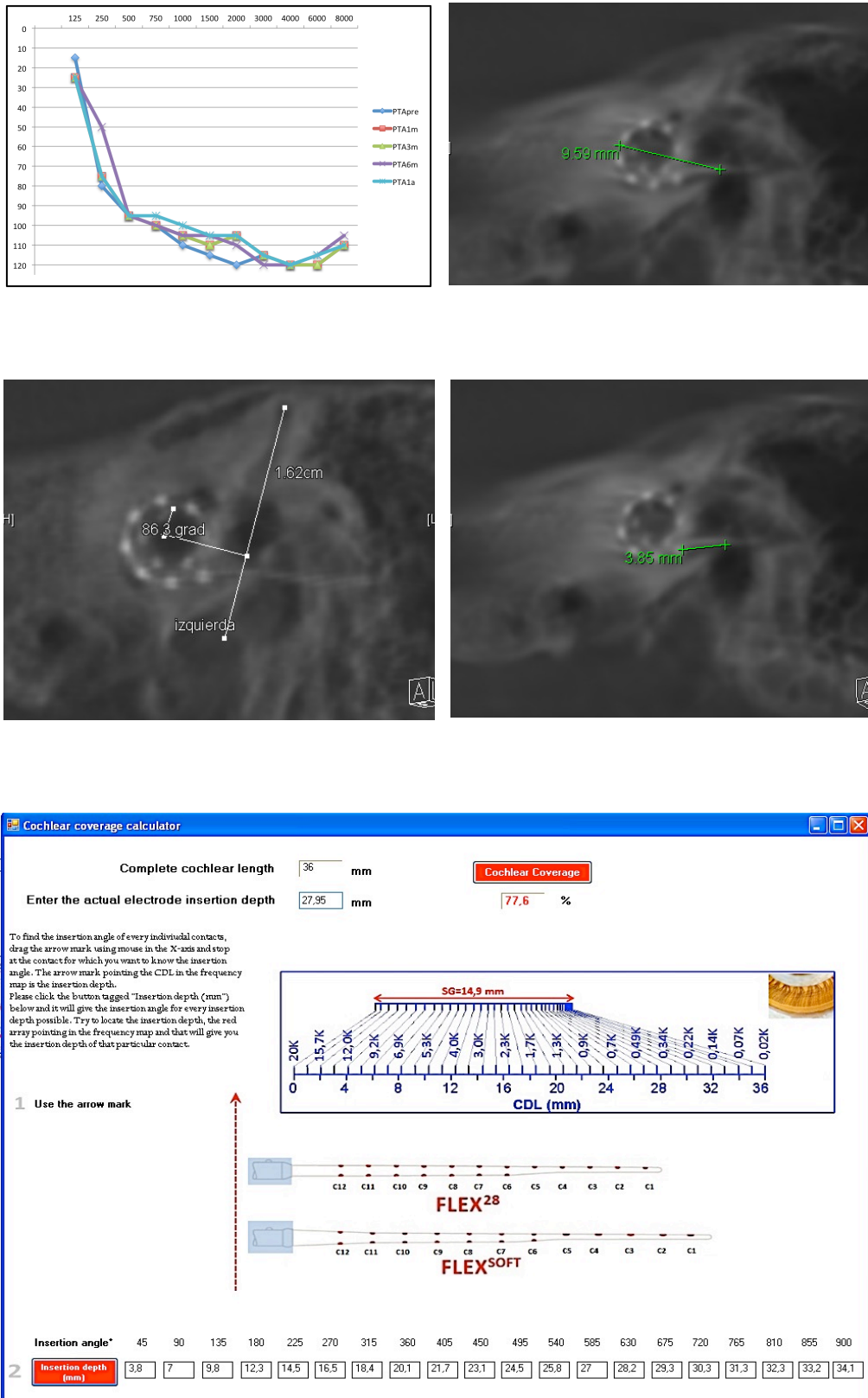
**Figura 25.** Ejemplos de localización apropiada e inapropiada de la guía de electrodos. Las cuatro primeras imágenes muestran una correcta localización del electrodo en la rampa timpánica. Las flechas señalan zonas de dislocación. Flecha inferior izquierda: posible dislocación a nivel de la zona apical. Flechas inferior derecha: dislocación de la guía en la espira basal de la cóclea.

Uno de los pacientes con dislocación clara de la guía de electrodos fue intervenido con un electrodo Med-el Standard y no preservó restos auditivos ; el otro

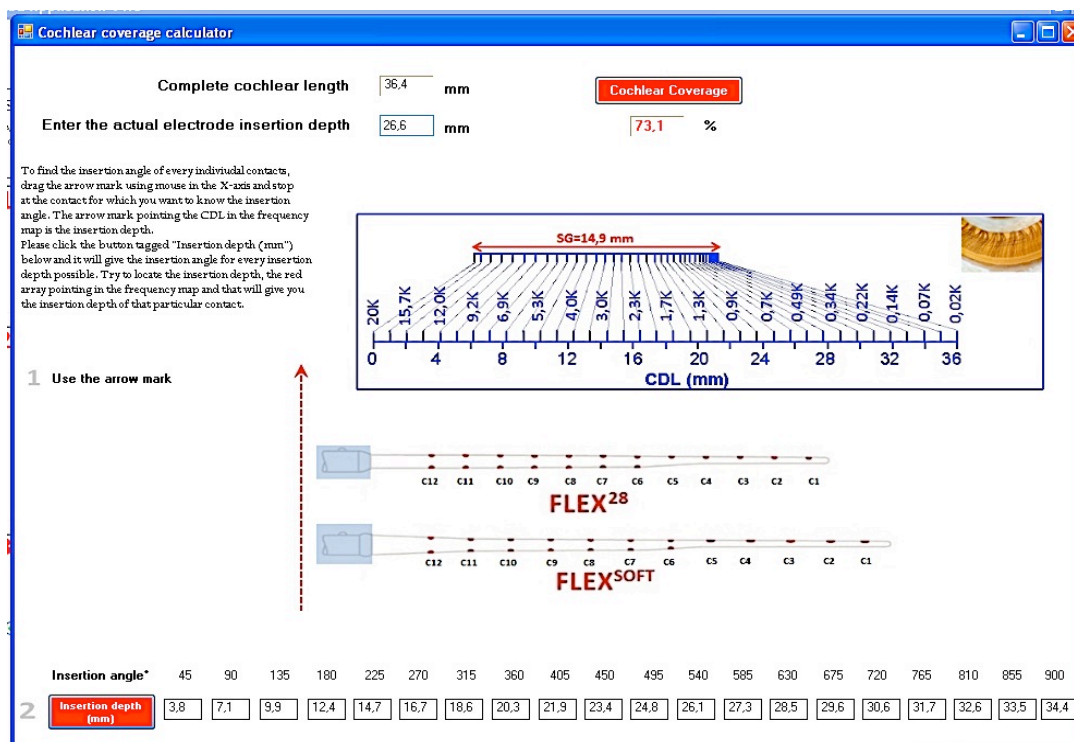
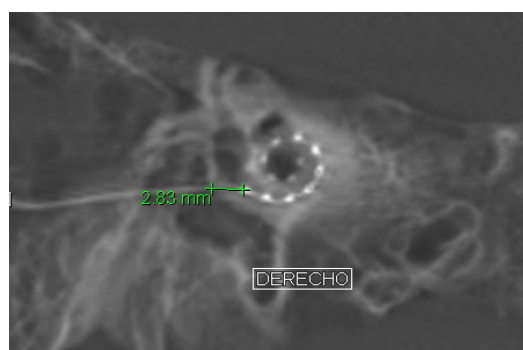
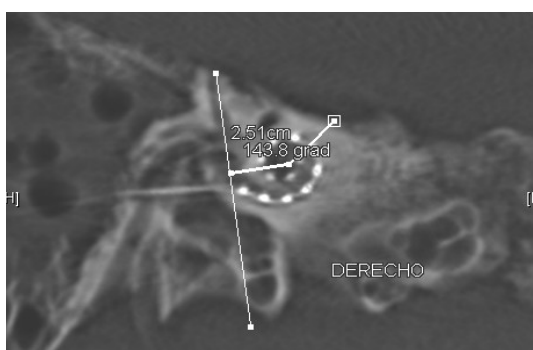
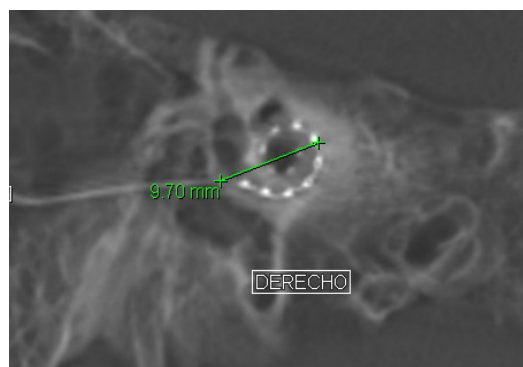
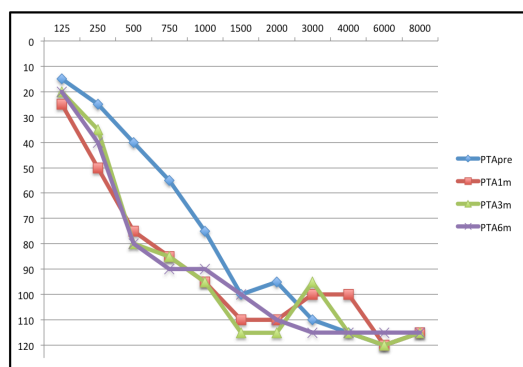
paciente fue intervenido con un electrodo Med-el Flex 28 y tuvo una preservación parcial.

Las figuras 26 a 29 corresponden a los resultados obtenidos por algunos de los pacientes incluidos en el presente estudio. Las figuras incluyen las audiometrías a lo largo del seguimiento, la imagen de DynaCT con la distancia A, la imagen de DynaCT con la guía de electrodos , los grados de inserción y la longitud de inserción alcanzada, y la imagen del software con el porcentaje de cobertura coclear y la frecuencia estimada de alcance.

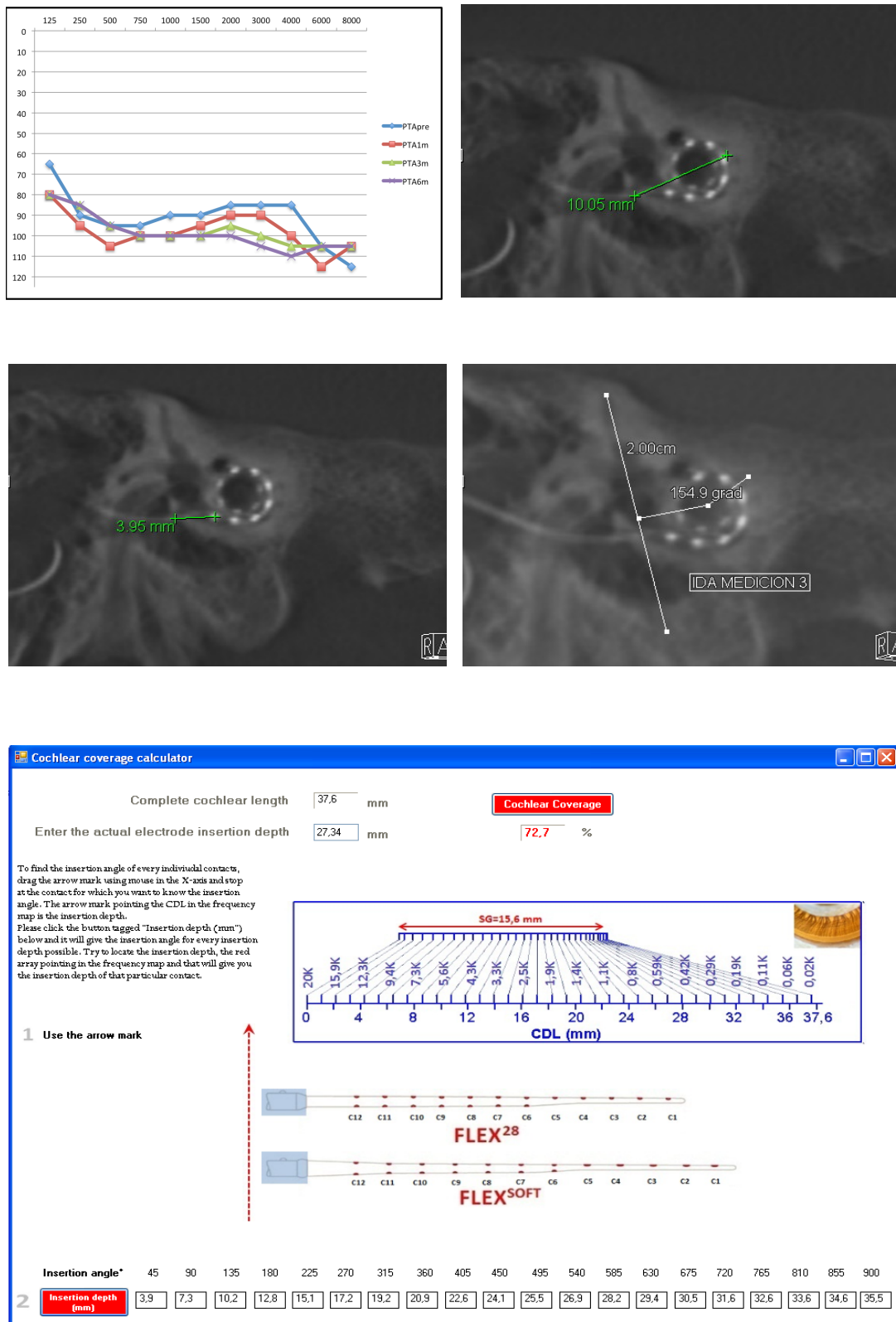




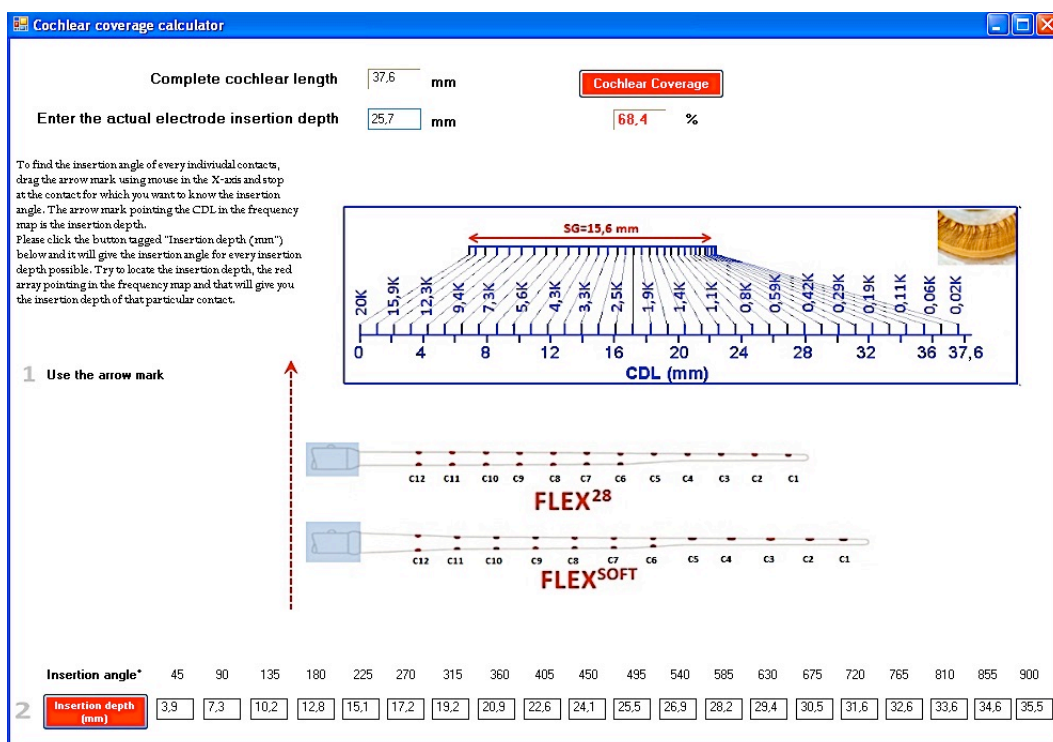
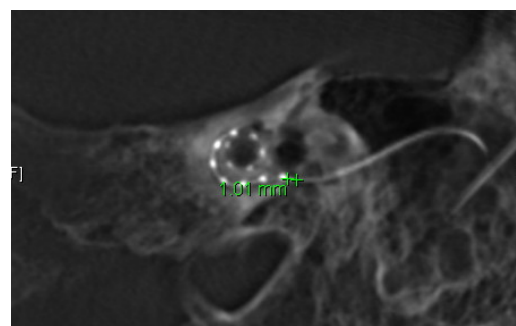
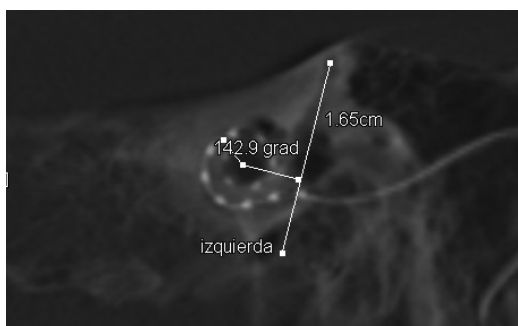
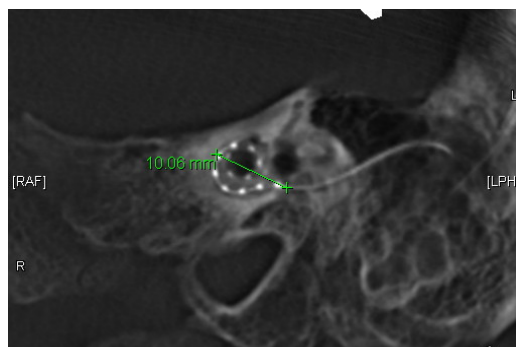
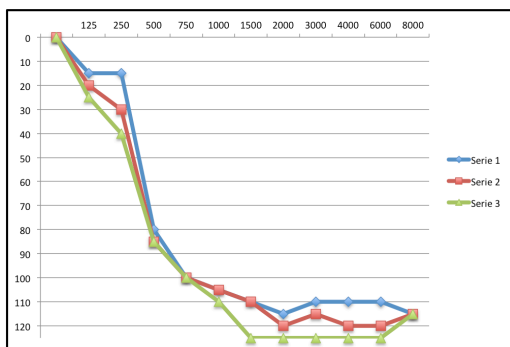
**Figura 26.** Paciente nº 18. Audiometría a lo largo del seguimiento, distancia A (9,59 mm), IDA (633,7°), LID (27,95mm), porcentaje de cobertura coclear (77,6%) y frecuencia estimada de alcance ( $\pm 350$  Hz).



**Figura 27.** Paciente n. 24. Audiometría a lo largo del seguimiento, distancia A (9,70 mm), IDA (576,2°), LID (26,6 mm), porcentaje de cobertura coclear (73,1%) y frecuencia estimada de alcance (340-490 Hz).



**Figura 28.** Paciente n. 22. Audiometría a lo largo del seguimiento, distancia A (10,05 mm), LID(27,34 mm), IDA (568,0°), porcentaje de cobertura coclear (72,7%) y frecuencia estimada de alcance ( $\pm 430$  Hz).



**Figura 29.** Paciente n. 13. Audiometría a lo largo del seguimiento, distancia A (10,06 mm), IDA (577,1°), LID (25,7 mm), porcentaje de cobertura coclear (68,4%) y frecuencia estimada de alcance ( $\pm 590$  Hz).

## 6.- DISCUSIÓN



En el estudio que nos ocupa, la valoración del daño producido tras la cirugía de IC se realizó mediante los datos de preservación de restos auditivos y las imágenes radiológicas.

Los cambios intracocleares tras la inserción del electrodo pueden ser valorados también mediante estudios histológicos. El trauma intracoclear inicial puede producir desde una simple elevación de la MB, pasando por la ruptura de la misma, hasta un traumatismo severo con fractura de la lámina espiral ósea o del modiol o desgarro de la estría vascular<sup>61</sup>. Para que los pacientes con IC puedan tener una buena discriminación del habla es necesario que se mantenga un número suficiente de células ganglionares intactas. Cualquier daño a las estructuras cocleares funcionales del oído interno puede conducir a la degeneración del tejido neural<sup>62</sup>. Los experimentos histológicos en el hueso temporal humano han sido fundamentales en el desarrollo de mejores guías de electrodos para la cirugía de preservación de la audición, y han contribuido a modificar las técnicas de acceso a la RT de la cóclea, y adaptarlas así a las necesidades de conservación de la audición.

Por otro lado, desde hace tiempo se sabe que la implantación coclear puede causar pérdida de la audición residual y la función vestibular. La conservación de la función vestibular es importante, en especial para la implantación coclear bilateral. La disfunción de la mácula del sáculo, probablemente como resultado del trauma de inserción del electrodo, puede causar mareos crónicos después de la implantación coclear<sup>63</sup>. La valoración de la función vestibular tras la cirugía de IC es por ello también un indicador del daño producido sobre las delicadas estructuras del oído interno.





## **6.1.- Evaluación del daño coclear mediante los datos de preservación de audición residual tras la cirugía de implante coclear**

Los desarrollos tecnológicos, especialmente los IC, mejoraron claramente el tratamiento de los pacientes con hipoacusia severa o profunda en las últimas décadas. Tradicionalmente, los IC se utilizan en el tratamiento de los pacientes con hipoacusia profunda que no consiguen beneficio con las prótesis auditivas. Pero la hipoacusia profunda suele coexistir en muchos pacientes con restos de audición, especialmente en las frecuencias graves. Esta hipoacusia parcial y asimétrica condiciona una pobre discriminación de la palabra y un beneficio limitado de las prótesis auditivas<sup>64</sup>. Durante muchos años, estos pacientes no se consideraban buenos candidatos para la implantación coclear debido al alto riesgo de pérdida de la audición residual<sup>65,62</sup>.

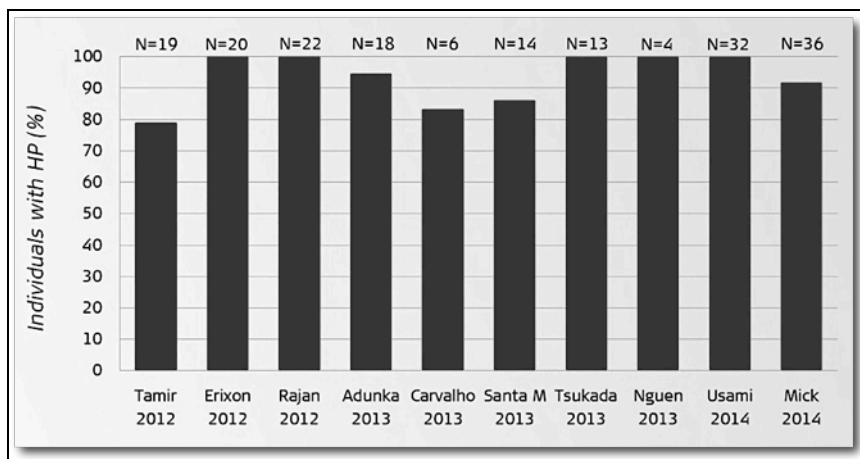
La mejora en la tecnología del IC hizo que los criterios de selección se ampliaran<sup>66</sup>. Von Ilberg en 1999 sugirió que el uso combinado de una prótesis auditiva y de un IC podía dar como resultado una mejor audición y percepción del habla<sup>67</sup>. En un estudio con animales, los datos recogidos indicaban la posibilidad de un uso casi libre de interferencias de ambos tipos de estimulación de manera simultánea. Además, recogieron la primera experiencia clínica en un paciente, lo que confirmaba los resultados alentadores. Gantz y cols comprobaron que este subgrupo de pacientes que todavía mantienen restos en las frecuencias bajas podían utilizar una asociación de audición eléctrica con el IC y audición acústica mediante prótesis auditiva<sup>68</sup>.

Este concepto se denominó entonces estimulación electroacústica (Electroacoustic Stimulation: EAS). Unido a ello nació el concepto de preservación de audición (Hearing Preservation: HP).

### **6.1.1.- Concepto de la preservación de audición**

La HP es un concepto relativamente nuevo en la cirugía del IC: las técnicas de cirugía atraumática “soft surgery” (TP), que se iniciaron en los años 90<sup>53</sup> y se refinaron con el consiguiente desarrollo de la técnica quirúrgica, el diseño del electrodo, y el uso de fármacos intraoperatorios<sup>62,69-71</sup>, permiten actualmente a los cirujanos preservar la

audición residual en un alto porcentaje de pacientes intervenidos de un IC<sup>49,72-74</sup> (figura 30).



**Figura 30.** Porcentaje de pacientes con HP en la literatura reciente. Tomado de Hochmair y cols.<sup>75</sup>

Los resultados del presente estudio coinciden con los publicados en la literatura: en los pacientes intervenidos mediante TP, el 84,6% mantuvieron algún grado de THP, y el 92,3% de ellos cuando se valoraron únicamente las frecuencias bajas (LFHP). Por el contrario, en el grupo de referencia de los pacientes intervenidos por el mismo equipo de cirujanos cuando no existía el concepto de TP, únicamente el 11,5% de los pacientes mantuvo algún grado de HP.

Inicialmente se consideró que la HP era sólo necesaria para los candidatos a EAS, ya que éstos, a diferencia de otros candidatos, pueden beneficiarse de la audición residual posoperatoria<sup>76-78</sup>. Sin embargo, los beneficios de la TP se reconocen actualmente para todos los usuarios de IC, incluso en aquellos casos en los que la audición residual es demasiado pobre como para ser funcional; los usuarios de IC con audición residual de bajas frecuencias tienen mejor comprensión del habla, especialmente en entorno de ruido, y un mayor nivel de disfrute musical que los usuarios de IC sin audición residual funcional<sup>74,76,79</sup>.

El propósito es asegurarse de preservar los elementos neurales dentro de la cóclea, que son el objetivo de la estimulación eléctrica. Por ello, la realización de una cirugía mínimamente traumática es actualmente una condición fundamental en la mayoría de las cirugías de IC.

Más audición residual y/o una interfaz neuronal más saludable permiten mejor discriminación de la palabra debido a la presencia de señales acústicas adicionales y/o mayor cantidad de información eléctricamente inducida<sup>50</sup>, y puede además permitir a los pacientes que actualmente padecen una sordera profunda beneficiarse de los desarrollos futuros. Esto es particularmente importante en el caso de los niños pequeños; cualquier tecnología futura, bien sea ésta biológica, farmacéutica o de cambios en los dispositivos, debería ser mejor si se aplica en una cóclea donde las estructuras neurales estén preservadas.

### 6.1.2.- Clasificación de la preservación de audición

Si bien los beneficios de la HP y el deseo de que ésta se consiga son conceptos ampliamente conocidos y aceptados, durante los últimos años los cirujanos han informado de sus resultados con diversos sistemas de clasificación de HP de su propio diseño, todos ellos con alguna limitación<sup>50, 54,66,67,69-71,74,140,50,51,73,86,87</sup>.

La metodología para informar de los resultados de HP es controvertida. El criterio de HP más ampliamente utilizado se basa en el aumento posoperatorio del umbral medio de audición<sup>88,77</sup>, según la ecuación  $HP = PTA_{\text{post}} (\text{audición media posoperatoria}) - PTA_{\text{pre}} (\text{audición media preoperatoria})$ .

En 2010, Brown y cols. publicaron resultados de un estudio realizado en 31 niños con audición residual en frecuencias graves; el incremento del umbral medio de audición fue  $\leq$  de 40 db en el 90,3% de los pacientes, y  $\leq$  de 10 db en el 45,2% de todos ellos<sup>89</sup>. Ellos propusieron su propia clasificación de HP, evaluando el incremento de la audición media para las frecuencias 250, 500 y 1000 Hz como HP completa (pérdida  $\leq 10$  db), moderada (pérdida de 11-20 db), marginal (pérdida de 21-40 db), o no preservación (pérdida  $> 40$  db o no respuesta a los límites del audiómetro).

Otros autores presentaron también sus estudios de HP basados en la ecuación  $HP = PTA_{\text{post}} - PTA_{\text{pre}}$ , incluyendo diferentes rangos de frecuencias<sup>50, 54,66,67,69-71,74,140,203</sup>, lo que ha llevado a una gran dificultad para comparar los resultados de los diferentes estudios. Por otra parte, las frecuencias utilizadas para determinar la HP no siempre se han definido con precisión<sup>66</sup> (tabla 25).

**Tabla 25.** Visión general de las amplias definiciones de HP

<b>Publicación</b>	<b>HP<sup>(1)</sup></b>	<b>N</b>	<b>Frecuencias (Hz)</b>	<b>Definición<sup>(2)</sup></b>
Kiefer 2004	CHP	9/14	125, 250, 500	PTApos <10 db
	PHP	3/14		PTApos 11-20 db
Gstoettner 2004	CHP	13/21	No definidas	PTApos < 10 db
	PHP	5/21		PTApos 11-20 db
Balkany 2006	CHP	9/28	250, 500, 1000	PTApos <10 db
	PHP	16/28		PTApos >11 db
Fraysse 2006	HP	6/12	125, 250, 500	PTApos <20 db
Skarzynski 2007	HP	9/10	125,250,500,1000, 2000, 4000	PTApos < 10 db
Gstoettner 2009	CHP	4/9	125,250,500,750	PTApos <10 db
	PHP	5/9		PTApos >10 db
Gantz 2009	HP	10/28	250,500,1000,2000,4000	PTApos < 10 db
Helbig 2011	CHP	4/22	125, 250, 500	PTApos <10 db
	PHP	13/22		PTApos >10 db
Derinsu2011	CHP	11/31	250,500,1000,2000,4000,8000	PTApos <15 db
Nguyen 2013	CHP	11/22	125,250,500,1000	PTApos <10 db
	PHP	9/22		PTApos 11-30 db
Usami 2014	HP	31/32	125,250,500,1000,2000, 4000, 8000	PTApos <30 db
Helbig 2015	HP	11/34	125, 250, 500	PTApos <20 db
Sushling 2016	CHP	45/120	125,250,500,750,1000,1500	PTApos <15 db
	PHP			PTApos 15-30 db

(1): CHP. Preservación completa. PHP: preservación parcial.

(2): PTA poscirugía respecto a la PTA precirugía.

Muchos sistemas se basan en el trabajo con los usuarios de EAS, y por lo tanto consideran sólo las frecuencias graves<sup>51,69,73,80-82,85,86</sup>. Son pocos los estudios que incluyen las frecuencias medias y agudas a la hora de valorar la HP<sup>50,83,84,87</sup>.

El criterio de HP según el aumento del umbral, dependiendo de los autores, puede ser 10 dB HL<sup>80,83,85,89,90,73</sup>, 15 dB<sup>86</sup>, 20 dB<sup>80,82</sup>, 30 dB<sup>85,84,73,86</sup>, o 40 dB<sup>89</sup> (tabla 25). Algunos han definido HP como la preservación de cualquier audición medible<sup>46,82,83,85,90,91</sup>.

Brown y cols. usaron incluso un criterio diferente; consideraron "HP funcional", o la presencia de cualquier umbral postoperatorio  $\leq 75$  dB como una medida de resultado<sup>89</sup>.

Skarzynski en 2011, en un estudio por frecuencias, consideró HP cualquier respuesta al menos en una frecuencia, obteniendo así una preservación en el 92,9% de los pacientes<sup>62</sup>.

Este criterio para la clasificación de la HP, basado en el aumento posoperatorio del umbral medio de audición según la ecuación  $HP = PTA_{post} - PTA_{pre}$ , es el más ampliamente utilizado<sup>88,77</sup>. Pero la disparidad tanto de las frecuencias analizadas como de los criterios para clasificar la HP en completa, parcial, mínima o no medible en los diferentes estudios hace que resulte muy difícil comparar resultados (tabla 25).

Además de la disparidad de las medidas, tanto de frecuencias como de los decibelios, esta clasificación tiene fundamentalmente dos desventajas:

1.- Es dependiente de la audición inicial. Si un usuario pierde alrededor de 10 dB de media, y su audiograma preoperatorio está en el rango de hipoacusia leve en las frecuencias bajas, todavía tendría un 80-90% de audición residual y sería un caso de "HP completa". Sin embargo, si la audición preoperatoria del usuario estaba en el rango de 80 dB o peor, después de la operación, con la misma pérdida de 10 dB, a pesar de tener una audición prácticamente nula, todavía sería "HP completa" según este sistema de clasificación. Esta fórmula no es un fiel reflejo de la audición posoperatoria útil del paciente, y por lo tanto, no es una verdadera medida de HP.

Como ejemplo de esta situación, se puede ver en la tabla 4 como el paciente número 2 y el paciente número 13 pierden los mismos decibelios (11 dB), pero en el primer caso la preservación es del 39% (parte de una PTA previa de 101,36 dB) y en el segundo caso del 62,68% (parte de una PTA previa de 89,55 dB). Lo contrario ocurre en los pacientes 5 y 12, con un porcentaje de preservación muy similar (36,66% y 35,51%

respectivamente), pero con una pérdida de decibelios muy diferente (8,64 y 22,68 db respectivamente). Otro ejemplo de ello ocurre con los pacientes 19 y 24 de la tabla 5: ambos tienen una pérdida similar en decibelios, pero si se calcula por el porcentaje de preservación, ésta es sólo de un 16% en el caso del paciente número 19 (parte de una PTA previa de 95 db), mientras que en el paciente número 24 el porcentaje de preservación sería del 71,79% (parte de una PTA previa de 42 db). Lo contrario ocurre en los pacientes 6 y 24, con un porcentaje de preservación muy similar, pero con pérdida de decibelios muy diferente.

2.- No es apropiada para todos los usuarios de IC: cuanto peor es la audición preoperatoria, sus resultados generales posoperatorios pueden parecer mejores. Por ejemplo, para los usuarios con un audición preoperatoria media peor de 90 dB no hay pérdida de audición mínima, y para los usuarios con una PTA peor de 110 dB no hay ni mínima ni parcial, por el efecto suelo del audiograma.

Por otro lado, hay autores que simplemente hablan del concepto de HP, aportando cifras de pacientes que consiguen preservación de restos, sin considerar el grado de preservación de los mismos<sup>50,91-93</sup>.

Ante la urgente necesidad de un sistema de clasificación único de HP ampliamente aceptado, en 2013 el grupo HEARRING, tras discutir y revisar diferentes proposiciones de sistemas de clasificación de HP, propuso un sistema clasificación que cumple los siguientes criterios:

- 1) la clasificación es independiente de la audición inicial de los usuarios,
- 2) es apropiada para todos los usuarios de implantes cocleares con audición residual preoperatoria medible,
- 3) cubre la totalidad del rango de audición de tonos puros entre 0 y 120 db,
- 4) es fácil de usar y fácil de entender.<sup>54</sup>

El grupo HEARRING propuso la siguiente fórmula para la clasificación de la HP:

$$\text{Cambio relativo} = (\text{PTApost} - \text{PTApre}) / (\text{PTAmáx} - \text{PTApre})$$

en la que PTApost es el promedio de tonos puros posoperatorio, PTApre es el promedio de tonos puros preoperatorio, y PTAmáx es el límite del audiómetro.

Inicialmente, esta clasificación basada en esta ecuación es independiente de la audición inicial y puede ser utilizada con todos los usuarios de IC con audición residual

preoperatoria medible (PTA: 0-120 db). Con ello, se elimina el efecto de la audición preoperatoria peor, que tiende a producir mejores resultados de HP postoperatoria de forma engañosa.

Posteriormente, la ecuación presenta el cambio relativo como un porcentaje de pérdida de audición, concepto fácil de usar. La pérdida de audición es convertida en preservación calculando 100% - cambio relativo en %:

$$HP = 1 - [ (PTA_{post} - PTA_{pre}) / (PTA_{máx} - PTA_{pre}) ] \times 100$$

donde la HP se muestra como una escala numérica.

Para finalizar, la escala numérica se convierte en una escala categórica para facilitar la presentación de resultados, de tal forma que se considera HP completa un porcentaje de preservación de audición residual >75%, parcial entre >25-75%, mínima entre 0-25%, y nula si no hay audición medible<sup>54</sup>.

Esta clasificación de la HP se basa en un audiograma de rutina. La selección de las frecuencias para la determinación de los umbrales se basa en las directrices de la ASHA<sup>94</sup>, ya que, entre las diversas normas de procedimientos audiométricos, es la más comúnmente utilizada.

El grupo HEARRING recomienda que se valoren los umbrales de audición de 125, 250, 500, 750, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000, 6000 y 8000 Hz., lo que proporciona un perfil completo y preciso de audición. Los umbrales de audición están comprendidos entre -10 y 120 db, de nuevo basado en la recomendación de la ASHA. Sin embargo, hay que considerar los niveles máximos de salida del audiómetro en la ecuación. En el caso de no detectar umbral de audición, se considera PTA<sub>post</sub> 5 db más del límite del audiómetro.

El grupo HEARRING recomienda el uso de auriculares de inserción; los auriculares supraaurales subestiman la pérdida de audición, ya que pueden provocar respuestas vibrotáctiles en los niveles de mayor intensidad en el rango de las frecuencias bajas. Los auriculares de inserción tienen un contacto mínimo entre el auricular y la piel que conduce a una reducción en las respuestas de vibración y una medición más exacta de los umbrales de audición en las bajas frecuencias.

Este sistema de clasificación de la HP propuesto por el grupo HEARRING es el que se utilizó en el estudio. Dado que en la literatura, la diversidad de frecuencias estudiadas es enorme (tabla 25), en el presente estudio se tuvieron en cuenta la totalidad

de las frecuencias, realizando posteriormente por un lado el estudio en todo el rango de frecuencias (THP), y por otro lado en el rango de frecuencias graves (LFHP).

En base a este sistema de clasificación, la media de THP fue del 45,01% y la media de LFHP fue del 51,42% para el total de los 25 pacientes incluidos (tabla 4). Este porcentaje de preservación ascendió al 64,87% y al 70,52%, respectivamente, en los 13 pacientes en los que se realizó TP (tabla 8).

El 72% de los nuestros pacientes consiguieron algún grado de THP y el 76% consiguieron algún grado de LFHP (tabla 5). En los pacientes en los que se realizó TP, este porcentaje fue del 84,69% y el 92,3%, respectivamente (tabla 11).

Skarzynsky en 2002 aporta datos de preservación en el 81%. El mismo autor en 2011 y en 2016 aporta datos de 85% y el 67%, respectivamente. Van Abel, en 2015, aporta datos de 67% de pacientes con preservación.<sup>62,72,92,93</sup>

Debido a la disparidad de los criterios de inclusión, los datos en la literatura varían enormemente y hacen difícil la comparación entre los estudios.

Hay pocos estudios en los que se valore la HP por frecuencias. Usami observó un deterioro de audición a 500 Hz evidente en comparación con los 250 Hz o 1000 Hz<sup>87</sup>. Dedhia, en 2016, evaluando la HP para las frecuencias 125-750 Hz y con un seguimiento medio de 28 meses, vio que la frecuencia más afectada fue 750 Hz, seguida por 500, 250 y 125 Hz.

En el presente estudio se observó un menor porcentaje de deterioro para las frecuencias graves y mayor para las frecuencias medias y agudas. El deterioro en las frecuencias agudas debe ser calculado con cautela, dado que la mayoría de los pacientes partían de una audición muy mala para estas frecuencias, con lo que la pérdida fue mínima en decibelios pero máxima en porcentaje (tabla 21).

Comparando los pacientes con y sin TP, se apreció una menor pérdida en decibelios individualizada por frecuencias en el grupo de TP, con una diferencia entre ambos grupos que fue significativa para 1500 Hz (p: 0,012), 2000 Hz (p:0,007) y 3000 Hz (p:0,03) Hz, y mostró tendencia para 1000 Hz (0,059)(tabla 22).

### **6.1.3.- Factores generales que pueden influir en la HP**

Algunos autores han estudiado la incidencia del sexo o la edad como factores a tener en cuenta a la hora de valorar la HP. Kopelovich y cols. correlacionaron la edad y



el sexo masculino con la gravedad de HNS después de un IC<sup>95</sup>. Sin embargo, Causon no encontró ninguno de estos factores significativo<sup>96</sup>. Cosetti y Santa María sí correlacionaron una mejor HP con los pacientes jóvenes<sup>97,98</sup>. Recientemente Anangiotos, en un estudio realizado en 153 pacientes implantados con electrodos convencionales con edades entre 10 meses y 83 años, llegó a la conclusión de que los niños y adolescentes consiguen significativamente mejores tasas de HP que los adultos<sup>99</sup>.

En nuestro estudio no encontramos relación significativa entre la edad ( $p:0,45$ ) ni el sexo ( $p:0,78$ ) de los pacientes (tablas 10, 11 y 12).

En teoría, cualquier condición que debilita la integridad estructural coclear, el suministro vascular, o la cicatrización de las heridas podría tener un impacto negativo en un intento de preservar la audición. Aunque los datos actuales ponen en duda la influencia de la edad avanzada del paciente en la preservación de la audición duradera en el tiempo, podría también haber argumentos a favor de que el tabaco, la enfermedad vascular o la diabetes podrían comprometer los resultados de HP, al afectar a la fisiología preoperatoria y la resistencia estructural de la cóclea. En general, la evidencia con respecto a las comorbilidades no está clara<sup>95,100,101</sup>.

La historia de la hipoacusia de cada receptor de IC también debe tenerse en cuenta. Según Cosetti y Sweeney, la HP no se correlaciona con la causa ni el tiempo de evolución de la enfermedad<sup>97,101</sup>. Sin embargo, Causon y cols.<sup>96</sup> mostraron un mejor resultado de HP para los pacientes con HNS congénita que aquellos con HNS adquirida o idiopática. Esto podría deberse a que las personas con pérdida de audición congénita tienen sistemas auditivos más estables que puedan tolerar mejor el procedimiento del IC, o que la pérdida adquirida es más probable que esté asociada con cambios degenerativos o inflamatorios que predisponen a la cóclea a un mayor daño. Además, los sujetos con una HNS progresiva mostraron significativamente peor HP que aquellos con HNS no progresiva, que se explica como una consecuencia exclusivamente de la naturaleza progresiva de su enfermedad.

Kopelovich y cols.<sup>95</sup> fueron capaces de mostrar en su estudio que la HNS inducida por ruido es un factor predictivo negativo para la pérdida de la audición residual ipsilateral después de un IC híbrido.

Por otro lado, es razonable considerar que una HNS de rápida evolución podría ser indicativa de un proceso patológico dentro de la cóclea que condicione una peor tasa de HP mantenida en el tiempo.

La etiología más frecuente entre los pacientes incluidos en el presente estudio fue la HNS progresiva de origen desconocido ( ocho pacientes); en seis pacientes la HNS se asoció a episodios de sordera brusca, hubo cinco pacientes por HNS asociada a ototoxicidad, dos pacientes con una mutación del gen GJB2 que codifica la conexina 26, uno con HNS genética rápidamente progresiva, uno por consanguinidad, uno con enfermedad de Menière, uno con otosclerosis, uno con una meningitis por criptococo, y un paciente con HNS por mutación del gen mitocondrial. En 11 de los 25 pacientes (44%) la hipoacusia era estable antes del implante y en 14 (56%) era progresiva ( tabla 3). La HP no se correlacionó ni con la causa ni con la estabilidad o progresión de la hipoacusia previa al implante ( tablas 10, 11 y 12).

#### **6.1.4.- Estabilidad de preservación de la audición / Progresión de la hipoacusia**

Según la literatura habitualmente la mayor pérdida de audición tras la cirugía ocurre en el primer mes o poco después y tras el deterioro inicial los umbrales de tonos puros se mantienen estables, lo que enfatiza la importancia de realizar una técnica quirúrgica meticulosa y disponer de diseños de electrodos atraumáticos<sup>52,87,102,78,83,86,103</sup>.

Sin embargo, otros estudios han mostrado una disminución medible en las tasas de HP en el tiempo<sup>84,85,91</sup>. Muchos factores podrían estar implicados en la progresión de la HNS después de la implantación: una reacción del huésped contra la guía de electrodos, incluyendo la reacción del tejido, la reacción de cuerpo extraño, que comprende inflamación, fibrosis, y neoformación de hueso. Todos ellos se han descrito en estudios del hueso temporal<sup>61,104-108</sup>.

En el presente estudio se observó en la mayoría de los pacientes una pérdida de restos auditivos en la primera determinación tras la cirugía, pero que se mantuvo estable a lo largo del tiempo, dado que las gráficas de determinación de PTA y LFPTA tras la cirugía, a los 1,3,6 y 12 meses, prácticamente se superponen. El descenso de la HP a lo largo del tiempo no resultó significativo ni en la PTA ni en la LFPTA ( tablas 8 y 9 y figuras 10-13).

Además, la progresión natural de la enfermedad, incluyendo la presbiacusia, o una hipoacusia súbita recurrente, podrían conducir a una mayor HNS. La paciente número 23 de nuestro estudio tenía una HNS severa tras varias sorderas bruscas del oído afecto, y en el posoperatorio sufrió una sordera brusca del oído contralateral. Esto

muestra la posibilidad de progresión de la enfermedad, que puede condicionar una pérdida de los restos auditivos previos, a pesar de una correcta cirugía de preservación.

El tipo de electrodo también es un factor a considerar. Sweeney, al valorar los datos de HP en la activación y a los 18 meses en pacientes intervenidos de IC, todos ellos sin dislocación del electrodo entre las RT y RV, encuentra relación con el tipo de electrodo, en contra de las guías con estilete respecto a los pacientes intervenidos con electrodos rectos<sup>101</sup>. Jurawitz y cols. valoraron la estabilidad de la audición residual a lo largo de 24 meses para receptores de Hybrid-L y de CI422; la estabilidad fue mayor en los pacientes con Hybrid-L (pérdida de 30 db respecto a 14,4 db en los CI422), pero se debe tener en cuenta que éstos eran pacientes con audición previa estable<sup>109</sup>. Suhling, en un estudio con electrodos Flex 20, 24 y 28 y un seguimiento de 12 meses, concluye que es posible preservar la audición en la mayoría de los sujetos con todos ellos, y que esta preservación se mantiene estable<sup>86</sup>.

En algunos casos, se ha podido observar una ligera mejoría de audición tras la implantación. Esto es probablemente debido a alteraciones del comportamiento de la membrana basilar que se producen después de la inserción del electrodo<sup>87</sup>. Usami observó que este fenómeno era constante hasta la evaluación de los 12 meses, lo que sugiere que no era un error de medida, sino una verdadera mejora<sup>87,110</sup>. Algo similar ocurre en el presente estudio con los pacientes 17 y 18 y 21, en los que se aprecia una mejoría de la PTA tras la cirugía, que se mantiene constante hasta el fin del seguimiento.

Es importante valorar también la evolución del oído contralateral, dado que la progresión de la enfermedad puede contribuir a la falta de estabilidad de los restos auditivos<sup>90,109</sup>.

Hay pocos estudios en los que se valore la estabilidad de la HP por frecuencias. Dedhia, en 2016, evaluando la HP para las frecuencias 125-750 Hz y con un seguimiento medio de 28 meses, vio que la frecuencia más afectada fue 750 Hz, seguida por 500, 250 y 125 Hz, siendo los patrones más frecuentes de empeoramiento la hipoacusia progresiva y la fluctuante.

En la actualidad hay pocos estudios con un seguimiento igual o mayor de 24 meses<sup>72,109,111,112</sup>. La mayoría de ellos, como el presente trabajo, realizan un seguimiento a 6<sup>49,51,93</sup> y 12 meses<sup>46,52,62,73,78,86,87,113,83,91,100,114,115</sup>.

Es necesario realizar estudios con un periodo de observación más largo para poder determinar la progresión de la hipoacusia con diferentes tipos y longitudes de guías, y con diferentes vías de acceso, incluyendo además el oído contralateral.

#### **6.1.5.- Cirugía de la preservación de audición**

La realización de TP fue definitiva en la HP de nuestros pacientes, tanto en la THP (p: 0,008), como en la LFHP (p: 0,005) (tabla 10).

La primera cirugía durante la cual una audición parcialmente normal existente fue complementada eléctricamente se llevó a cabo en el año 2002. Esto inició una nueva dirección en el tratamiento de diversas deficiencias auditivas parciales.

Existen numerosas publicaciones para la cirugía de EAS, dirigidas a preservar la audición y a buscar la forma adecuada de estimular la cóclea; sin embargo, no ha habido consenso teniendo en cuenta la importancia o significado de cada una de estas decisiones. Los cambios en las técnicas quirúrgicas se han basado en ocasiones en suposiciones intuitivas, dado que las causas de pérdida de la audición residual todavía no se comprenden plenamente. El acceso inicialmente se realizó a través de la VR (como punto de referencia fiable) pero el tamaño y la forma de los dispositivos y la curvatura de la cóclea, llevó a inserciones difíciles<sup>116</sup>. La opción más segura y más fácil pasó a ser una CO anteroinferior a la VR, que podría ser labrada para recibir las diferentes opciones de electrodos disponibles comercialmente. Empezó a aparecer un subgrupo de candidatos a IC con discapacidad auditiva severa pero que mantenían restos en las frecuencias bajas al realizar la audiometría tonal. Los criterios tradicionales con frecuencia excluían a estos pacientes de la implantación. Teniendo en cuenta la tonotopia de la cóclea, se consideró la posibilidad de realizar una inserción parcial con el fin de preservar la audición en las frecuencias bajas, que luego podrían ser estimuladas por amplificación acústica<sup>67</sup>. Por desgracia, la primera generación de electrodos ultracortos se asoció a una estimulación eléctrica insuficiente y pobres resultados, aunque la audición podía ser preservada<sup>117</sup>. Tal impulso condujo al desarrollo de guías de electrodos que se caracterizan por su diseño suave y flexible y de una longitud concebida para dar una estimulación eléctrica adecuada<sup>118</sup>. Aunque algunas de las guías de electrodos se habían diseñado como perimodiolares a fin de minimizar la propagación de corriente al tejido neural adyacente y prolongar la vida de

la batería, se vio que estas guías eran más traumáticas para la cóclea<sup>118,119</sup> y se introdujeron las guías rectas que discurren a lo largo de la pared lateral. Junto a estos desarrollos se volvió a evaluar la técnica de implantación de electrodos bajo el concepto de “soft surgery” (cirugía mínimamente invasiva). Se percibió que una CO ósea podría ocasionar un trauma importante a la cóclea y, en la mayoría de los casos, el acceso por la VR fue reconsiderado como la ruta preferida. Tras una disección meticulosa, la membrana de la VR puede ser visualizada en su práctica totalidad en la mayoría de los casos con poca o ninguna morbilidad de las estructuras circundantes, incluso en niños. Ante la perspectiva de una reacción inflamatoria y/o infecciosa, se introdujo la profilaxis antibiótica y los corticosteroides, sistémicos y locales. El sellado de la CO se logró con un tapón de grasa o músculo, asociado o no a cola de fibrina. En la TC, Fraysse y cols.<sup>82</sup> calcularon el tamaño de la cóclea para obviar una sobreinserción en cócleas pequeñas (resultando en trauma) y una inserción demasiado corta en las cócleas grandes (estimulación inadecuada). Otros grupos<sup>80</sup> investigaban la posición del electrodo con el fin de correlacionar la estimulación eléctrica con el mapa de frecuencias usando el mapa Greenwood<sup>120,121</sup>.

Con el fin de consensuar la mejor manera de poner en práctica estas nuevas estrategias de cirugía mínimamente invasiva “soft surgery”, se puso a disposición de los miembros de la Sociedad de Politzer y un selecto grupo de cirujanos de implantes un cuestionario anónimo a través de Internet<sup>122</sup>. El cuestionario se envió a 180 clínicos de los cuales 62 respondieron (34%). El punto de mayor consenso fue evitar la aspiración en la CO. Otros puntos de consenso fueron: (1) administrar antibióticos sistémicos peri y postoperatorios; (2) el centrado de la CO 1 mm anterior-inferiormente a la línea media horizontal de la VR y que debe ser pequeña; (3) el endostio debe mantenerse intacto y la incisión de la VR debe realizarse utilizando un instrumento afilado; previamente, el polvo de hueso presente en la mastoides y el oído medio debe lavarse con solución de Ringer; (4) la guía de electrodos se debe insertar lentamente, e inmediatamente después de la inserción, la CO debe ser sellada. Sin embargo, no hubo consenso en la necesidad de realizar una medición radiológica del tamaño la cóclea previo a la cirugía, la necesidad de irrigar la cavidad del oído medio con solución de antibiótico, el uso de corticosteroides sistémicos, el uso de una solución de ácido hialurónico, los milímetros de inserción de la guía de electrodos, o la introducción del electrodo a través de CO o de VR.

Recientemente, Nguyen y cols, en 2016, realizaron un artículo de revisión de los avances significativos en la cirugía de preservación del IC en las últimas décadas en lo que se refiere a las características de la guía de electrodos, la técnica quirúrgica y el uso de esteroides perioperatorios. Según esta revisión, ambos abordajes, por CO y por VR son adecuados, pero deben tener en cuenta la posición anatómica de la membrana de la VR. Ningún diseño de electrodo tiene una mayor tasa de preservación de la audición, ya se utilice una longitud estándar o más corta, o una matriz lineal o contorneada. La velocidad de inserción tiene un impacto significativo en la conservación y la función vestibular del oído. En todos los casos de cirugía de IC se debe realizar una inserción lenta del electrodo, esperemos preservación de la audición o no. Sin embargo, la velocidad óptima de la inserción todavía no está clara. Por otra parte, el uso de esteroides sistémicos, independientemente del momento o la duración, junto con los esteroides tópicos intraoperatorios, tiene un impacto positivo en la preservación de la audición. Conclusión: las maniobras de inserción atraumática, de inserción muy lenta y delicada y el uso de corticosteroides intraoperatorios mejora los resultados de la audición. Sean cuales sean las preferencias del cirujano, todas las modificaciones quirúrgicas están dirigidas a un mismo objetivo: la protección de las estructuras delicadas intracocleares con preservación de la audición residual, no sólo de bajas frecuencias, con el fin de mejorar la capacidad de percepción del habla. Siguen en marcha estudios más recientes para evaluar el impacto de los últimos diseños de electrodos sobre la preservación auditiva general. Como resultado, los criterios en expansión para la colocación de un IC permitirán a poblaciones más amplias de pacientes beneficiarse de esta tecnología.

A lo largo de los años de seguimiento del presente estudio, la técnica quirúrgica se fue modificando y se fueron instaurando las maniobras dirigidas a preservar los restos auditivos previos. Siguiendo estas indicaciones de cirugía mínimamente invasiva, se realizó finalmente TP en 13 pacientes. Ello condujo a que, entre los pacientes que consiguieron una THP completa, el 87,7% habían sido intervenidos mediante TP, en contra del 14,3% restante, en los que no se había sido tan riguroso. Entre los pacientes que consiguieron una LFHP completa, el 80% habían sido intervenidos mediante TP. En los pacientes en que se realizó TP, la media de preservación fue de 70,52% para las bajas frecuencias y de 64,87% para todo el rango de frecuencias. En aquellos en los que no se realizó TP, la media fue de 30,72% ( $p: 0,005$ ) y 23,50% ( $p: 0,008$ ) respectivamente.

#### 6.1.5.1.-Técnica de acceso a la rampa timpánica de la cóclea

En el presente trabajo el 71,4% de los pacientes que consiguieron una HP completa para el total de frecuencias habían sido intervenidos a través de la VR. Esta diferencia no fue estadísticamente significativa, aunque sí lo fue al asociar la VR y la VRA respecto a la CO (p: 0,038) (tabla 10).

Lehnhardt describió por primera el concepto de CO "soft surgery" en 1993 (CO mínima inferior y anterior a la VR) y su técnica ha sido modificada desde entonces por muchos cirujanos<sup>53,83</sup>. La técnica de la CO y la de la VR son los dos métodos aceptados para la inserción de electrodos del IC. La inserción a través de la VR fue la primera aproximación para el implante coclear. Tiene la ventaja de ser un punto de referencia morfológica seguro para la RT y a menudo adopta una posición anatómica directa para la implantación del electrodo<sup>116</sup>. La inserción a través de la VR perdió popularidad debido a los daños causados por los electrodos rígidos y de gran diámetro a la lámina espiral.

Durante la fase inicial de EAS, diferentes equipos quirúrgicos<sup>67,80,117</sup> acordaron insertar los electrodos a través de una CO. Como consecuencia, se hicieron esfuerzos rigurosos para mejorar el rendimiento de este abordaje. Se considera que el lugar de la CO tiene una influencia decisiva en los resultados de conservación de la audición. Gantz y Turner colocaban la CO antero-inferior a la VR<sup>117</sup>. Kiefer y cols describieron una CO localizada 1 mm caudal a la línea media de la VR<sup>80</sup>. Otros grupos apoyaban la CO localizada caudalmente, tan cerca de la VR como fuera posible, con especial cuidado en no tocar el ligamento espiral de la RT durante el procedimiento de perforación<sup>46,123-125</sup>. Además, describieron otros pasos importantes durante el proceso de inserción, como eliminar con cuidado el polvo de hueso, irrigar el oído medio con una solución antibiótica, y la aplicación de una solución de esteroides<sup>80</sup>. En referencia a la "soft surgery" descrita anteriormente por Lehnhardt, se prestó especial atención al manejo del endostio<sup>53</sup>. Se recomendó exponerlo cuidadosamente y mantenerlo intacto durante el tiempo que fuera posible<sup>70</sup>. Se debía hacer una incisión controlada justo antes de la inserción del electrodo. Se introdujo la aplicación de ácido hialurónico para sellar la abertura de la CO y para evitar el reflujo de la solución de corticosteroides. Kiefer y cols. cerraban la abertura adecuadamente mediante la inserción de la guía de electrodos a través de una pieza perforada de fascia<sup>80</sup>. Experimentos en animales demostraron que

incluso una pequeña cantidad de sangrado intracoclear podía poner en peligro la función coclear<sup>126</sup>. Por lo tanto, cualquier sangrado tuvo que ser controlado de inmediato, y se insistió en evitar la succión después de la apertura de la cóclea<sup>70,80,127</sup>. A causa de la exposición al ruido, la velocidad de perforación se hizo más lenta con el fin de reducir el nivel de presión sonora extremadamente alta durante la realización de la CO, medida por Pau y cols.<sup>91,128</sup>.

Sin embargo, el grado de HP no fue satisfactorio hasta que se reconsideró de nuevo el acceso a la cóclea a través de la VR<sup>92</sup> y se introdujo una nueva generación de electrodos especialmente concebidos para la cirugía de HP<sup>46,129-131</sup>.

Estudios anatómicos e histológicos<sup>116</sup> revelaron una gran variabilidad en el tamaño del área de la VR (0,3-1,6 mm de diámetro)<sup>132</sup>. Sin embargo, Adunka y cols. demostraron que el acceso por la VR era adecuado para inserciones no traumáticas con un mínimo daño coclear<sup>133</sup>.

El abordaje quirúrgico dirigido a preservar la audición (TP) es descrito con detalle por Skarzynski y cols.<sup>83</sup>. En primer lugar, como en todas las cirugías de IC, se realiza una antromastoidectomía, seguido por una aticotomía y una timpanotomía posterior para visualizar el nicho de VR. La timpanotomía posterior debe ser lo suficientemente grande como para proporcionar una correcta visión y permitir un ángulo apropiado de inserción en la RT. Puede que sea necesario fresar el reborde óseo del nicho de la VR para obtener una visión clara de la membrana. El fresado se debe realizar con fresa de diamante y a velocidad lenta, para evitar en lo posible el trauma acústico. Una pequeña incisión de la membrana permite la creación de condiciones óptimas para la inserción del electrodo en la RT. Se debe evitar la aspiración de fluido en el lugar de la punción de la VR. El tiempo entre la punción de la membrana de la VR y la inserción del electrodo debe reducirse a un mínimo. El electrodo se fija en el nicho de la ventana redonda. Por último, el implante se fija en el lecho del hueso temporal y se cierra la herida.

Mediante la introducción de este método, se hizo posible mejorar la HP, con tasas que alcanzaban el 95-100% en la mayoría de candidatos a EAS<sup>69,134,135</sup>. Sólo se requería un mínimo fresado o una timpanotomía anterior adicional para mejorar la visualización. En casos en que el nicho de la VR no fuera accesible, se sugirió una CO inferior a la VR<sup>130,131,133,136</sup>.

Durante los últimos años se han continuado realizando estudios sobre la idoneidad de una de las dos vías de acceso a la RT, sin que hasta la fecha los autores se



pongan de acuerdo. Continúa habiendo autores a favor de la CO<sup>98,106</sup>, pero los hay más que no encuentran diferencias entre ambas<sup>73,103,140–143</sup> y son numerosos los estudios a favor de la VR<sup>72,60, 96,104,113,144,145,50,86,87,100,101</sup>.

Santa María, en 2014, demostró en un metaanálisis una mejor tasa de HP con la técnica de CO. Sin embargo, en muchos de los estudios incluidos, no se distinguió entre una verdadera CO y una ampliación de la VR, y ambos fueron incluidos juntos para el análisis; mediante la combinación de ambas vías de abordaje, no fueron capaces de valorar si la CO proporciona mejores resultados que la VRA<sup>98</sup>.

Causon en 2015, en un estudio retrospectivo de análisis de diferentes factores que pueden contribuir en la HP en la cirugía del IC, concluyó que los estudios que utilizan la inserción a través de la ventana mostraron mejores resultados de conservación de la audición (alrededor del 20% más alto) que aquellos realizados a través de CO<sup>96</sup>.

Havenit realizó una revisión sistemática de estudios relevantes publicados hasta enero de 2012. Dieciséis estudios, con un total de 170 pacientes, fueron incluidos. No hubo estudios que comparasen directamente las dos técnicas quirúrgicas de inserción. La calidad metodológica de los estudios fue deficiente y podría ser sometido a un alto riesgo de sesgo. El número de pacientes con una preservación completa postoperatoria varió de 0% a 40% para el grupo de CO y del 13% al 59% en el grupo de VR. La conclusión fue que no existe ningún beneficio de un enfoque quirúrgico sobre el otro con respecto a la preservación de la audición residual<sup>143</sup>.

Zhou en 2015 estudió posibles diferencias entre CO, VRA, y VR, en 15 huesos temporales humanos congelados frescos utilizando un electrodo Cochlear 422. La conclusión fue que debido a la variabilidad en la anatomía de la VR, el abordaje por CO o por VRA parece minimizar el riesgo de traumatismo de inserción. Sin embargo, con una anatomía favorable, un electrodo Cochlear 422 se puede insertar por cualquiera de las tres vías<sup>106</sup>.

Nguyen, en un estudio con diferentes guías de electrodos obtuvo los mejores resultados de preservación utilizando electrodos de menor diámetro en la punta, pero la vía de inserción no influyó en los resultados de preservación<sup>73</sup>. En un artículo de revisión realizado por el mismo autor en 2016, concluye también que ambos enfoques, CO y VR, son adecuados, y la elección de uno u otro depende fundamentalmente de la posición anatómica de la VR<sup>142</sup>.

Similares conclusiones se obtuvieron en el estudio de Adunka, en el que 20 pacientes fueron asignados al azar a cualquiera de estas técnicas <sup>103</sup>. Los datos no mostraron ninguna diferencia estadísticamente significativa en la preservación de audición y la percepción del habla entre los dos accesos. El método menos traumático depende de la anatomía del oído interno de cada paciente. Una orientación vertical de la VR permite una trayectoria bastante recta del electrodo a través de la RT. Una orientación horizontal hace que la inserción por VR sea más traumática a causa de la desviación del electrodo. Según los autores, ambos enfoques son adecuados.

Sun realizó un estudio en pacientes sometidos a cirugía de IC con dispositivos MED-EL entre noviembre de 2013 y julio de 2014, que incluyó a 20 sujetos de forma prospectiva para la cirugía de IC coclear usando el método de inserción de la VR. Además, 20 sujetos de control de la misma edad y sexo, tratados utilizando la CO entre enero de 2008 y octubre de 2013, fueron inscritos de forma retrospectiva. No hubo diferencias estadísticamente significativas en la HP<sup>141</sup>.

Hod utilizó un modelo animal con trece ratas, en el que 13 oídos se implantaron a través de CO y 13 a través de la VR. Los umbrales de audición fueron determinados por las respuestas auditivas del tronco cerebral ante los estímulos aplicados por vía aérea y ósea. Los resultados indicaron que cada fase de la cirugía, principalmente la apertura del laberinto membranoso, fue acompañada por un deterioro significativo en la audición. La pérdida de audición fue principalmente conductiva, sin diferencias significativas entre las vías de abordaje<sup>140</sup>.

Leong apunta que el tipo de abordaje depende del porcentaje de visibilidad de la membrana de la VR. Cuando más del 50% de la membrana de la VR era visible, el 88% fueron sometidos a un acceso por VR. Este estudio también demuestra que la inserción por VR es más difícil en los niños<sup>144</sup>.

Skarzynski, tras haber implantado más de 1.500 pacientes en los últimos 11 años con sordera parcial y una HP en el 94% de los casos, concluyó que el abordaje quirúrgico óptimo es la técnica de la VR<sup>113</sup>. El mismo autor, en un estudio realizado en niños implantados con el electrodo Nucleus CI422 y una tasa de preservación en todos ellos del 73% en el momento de la activación y del 67% a los 24 meses, también concluye que el acceso por VR es el recomendable, dado que con él se obtienen mejores resultados de HP cuando se utilizan electrodos rectos y flexibles<sup>72</sup>.

Ishiyama<sup>104</sup> realizó recientemente un estudio con huesos temporales humanos de pacientes que se habían sometido a cirugía de IC con electrodos de diferentes

longitudes. Los datos sugieren que la inserción por CO provoca fibrosis secundaria y reacción endóstica con edema endolinfático. Existe evidencia histopatológica de que la reacción fibroósea se inicia a partir del lugar de la CO y es notable que no había evidencia de reacción del endostio en los huesos temporales cuando se insertó el electrodo a través de la VR. Por lo tanto, la inserción directa del electrodo a través de la VR directa debe ser la preferida para evitar la reacción del endostio causada por la CO, para prevenir el edema endolinfático secundario y maximizar la oportunidad de mantener la audición residual.

En cuanto al presente estudio, en el grupo de referencia de los 26 pacientes con restos auditivos previos intervenidos en el hospital Ramón y Cajal entre los años 1991 y 2011 la vía de acceso fue por CO en 24 oídos, por VR en 1 oído y por VRA en 1 oído. En los pacientes incluidos en el presente estudio, realizado en los años 2012-2015, la vía de acceso fue por CO en 11 oídos, por VR en 10 oídos y por VRA en 4 oídos, invirtiéndose así la tendencia a lo largo de los años.

Hoy en día, la opinión más extendida es que la inserción ideal es a través de la membrana de la VR, tras fresar el reborde óseo de la misma si es necesario, teniendo especial cuidado de no entrar en la RV. Si las limitaciones anatómicas impiden la inserción por la VR, se debe realizar una CO en la RT usando una técnica “soft surgery” para evitar el daño del endostio y la osteofibrosis secundaria en la zona de la cocleostomía<sup>104</sup>. Los datos del presente estudio avalan esta opinión, dado que el 71,4% de los pacientes que consiguieron una HP completa para el total de frecuencias habían sido intervenidos a través de la VR y, aunque esta diferencia no fue estadísticamente significativa, sí lo fue al asociar la VR y la VRA respecto a la CO ( $p: 0,038$ ).

Otro punto importante a considerar es la velocidad de inserción del electrodo. Gstoettner y cols. señalaron que el proceso de inserción del electrodo debía realizarse muy lentamente, para permitir que la perilinfa sobrante pueda salir y evitar las ondas de choque perjudiciales en el espacio perilinfático<sup>69</sup>.

Kontorinis evaluó el impacto de la velocidad de inserción en 2011<sup>137</sup>. El aumento progresivo de la velocidad de inserción de 10 a 200 mm / min resultó en un significativo aumento proporcional en las fuerzas de inserción. El uso de una velocidad lenta y constante de inserción de la guía de electrodos de aproximadamente 30 segundos demostró una reducción en las fuerzas de fluido dentro de la cóclea en comparación con

velocidades más rápidas de inserción. La velocidad de inserción parece tener un impacto significativo en la dinámica de fluidos del oído interno y la preservación de audición resultante y la función vestibular. En un estudio posterior comparando dos velocidades de inserción del electrodo (60 mm / min frente a 15 mm / min), ésta tuvo un impacto significativo sobre la preservación y la función vestibular del oído. En conclusión, una velocidad lenta de inserción de electrodos facilita la inserción del electrodo completo, reduce la aparición de resistencia de inserción y promueve la preservación de la audición residual y la función vestibular después de la implantación coclear. En cualquier caso, la velocidad óptima de inserción permanece poco clara<sup>138</sup>. De acuerdo estos criterios, en nuestros pacientes en los que se realizó TP, la velocidad de inserción osciló entre 30 y 60 segundos.

La apertura de la RT debe sellarse para evitar la salida de perilinfa y de los fármacos aplicados; habitualmente dicho sellado se realiza con grasa o músculo, asociado o no a cola de fibrina. En un reciente estudio con animales se investigó si el material de sellado, no sellado vs. injerto muscular vs. cemento de carboxilato, tienen una influencia en la cantidad de tejido fibroso y / o nueva formación de hueso. No hubo diferencias entre no sellar o sellar con músculo, pero el sellado de la cóclea con cemento de carboxilato resultó siempre en una formación sólida de nuevo hueso y la pérdida casi total de la audición residual. En consecuencia, el uso de cemento de carboxilato como material de sellado en la implantación coclear debe evitarse. En otro estudio reciente realizado en cobayas se observó pérdida auditiva tardía de bajas frecuencias cuando las cócleas fueron selladas con músculo o periostio, pero no cuando fueron selladas únicamente con cola de fibrina<sup>139</sup>.

#### 6.1.5.2.- Tratamiento farmacológico

En el presente estudio, todos los pacientes recibieron una dosis intraoperatoria de glucocorticoide, asociada al uso de corticoide tópico previo a la apertura de la cóclea mediante un fragmento de gelfoam impregnado en el fármaco y colocado en la VR y mantenido durante el tiempo en el que se realizaba el fresado del lecho del implante. En casos aislados se aplicaron pautas de corticoides sistémicos más prolongadas y de corticoide local mediante infusión directa tras la apertura de la RT, pero dada la

disparidad de criterios al respecto y el escaso número de pacientes, estos resultados no se han evaluado.

A pesar del gran interés despertado en los últimos años por la cirugía atraumática, los mecanismos exactos por los que se pierde la audición residual todavía no están claros. Una causa potencial del daño coclear en el contexto de una inserción del electrodo relativamente atraumática es la inflamación. Smouha en 2003 señaló que la inflamación parece ser un motivo frecuente de pérdida auditiva postraumática<sup>146</sup>. El grado en que la inflamación postraumática perjudica la función coclear no se conoce totalmente, aunque se ha propuesto que la cascada inflamatoria juega un papel en la pérdida de audición retardada después de la implantación<sup>147</sup>.

En los últimos años, el papel de la intervención farmacológica en la HP ha ido ganando interés, y se han publicado numerosos estudios sobre este tema.

El ácido hialurónico se ha utilizado en la cirugía del IC; funciona como un lubricante que reduce el traumatismo de fricción durante la inserción del electrodo, y también como un sistema de sellado alrededor de la abertura de la cóclea para mantener la perilinfa dentro de la cóclea. Santa María<sup>98</sup> en un metaanálisis no encontró ningún beneficio de HP con uso de ácido hialurónico. Sin embargo, en otro estudio realizado comparando un grupo control con el uso de dexametasona tópica intraoperatoria sola o asociada a ácido hialurónico y posterior valoración de HP en frecuencias bajas (125-500 Hz), encontró diferencia estadísticamente significativa entre el grupo 3 y los otros dos<sup>148</sup>.

Los esteroides son un grupo importante de medicamentos que ya han sido utilizados durante mucho tiempo en el tratamiento de ciertas afecciones del oído interno como la hipoacusia neurosensorial súbita o la enfermedad de Ménière<sup>149,150</sup>. Debido a sus propiedades antiinflamatorias y antiapoptosis, estos fármacos se seleccionaron para examinar su efecto en la HP después de la inserción del electrodo. Dado que no se habían aplicado antes en la cóclea, se investigó la toxicidad de la triamcinolona en cobayas con audición normal sometidas a una CO<sup>151</sup>. Uno de los grupos de prueba recibió triamcinolona mediante la colocación de una esponja empapada en fármaco en la VR, el segundo grupo se trató con una infusión directa de 3 µg del mismo fármaco a través de la CO. Un tercer grupo tratado con una solución Ringer sirvió como control. Durante las 4 semanas de seguimiento, los cambios de umbral de audición fueron menores en los dos grupos tratados con corticoide que en el grupo control, y no se observó ningún efecto tóxico en los grupos tratados con triamcinolona. En otro estudio

adicional, se investigó el efecto de la triamcinolona localmente aplicada en combinación con la inserción de un electrodo<sup>151</sup>. Un grupo recibió una dosis de triamcinolona, y un segundo grupo fue tratado con solución salina, previo a la inserción del electrodo a través de la CO. A un tercer grupo control se le realizó únicamente una CO, sin inserción de electrodo. La pérdida de audición fue evaluada antes y después de la aplicación del fármaco o solución salina durante 4 semanas tras la cirugía. Los resultados revelaron una hipoacusia progresiva en todos los grupos, de aparición entre la 1ª y la 2ª semana. Desde el día 7 en adelante, la pérdida de audición era más prominente en el grupo de solución salina, mientras que la pérdida de audición en los animales tratados con triamcinolona fue similar a la del grupo control. El efecto beneficioso del corticoide comenzó el día 7 y duró hasta el final del experimento. El mayor efecto protector se observó en las frecuencias medias y bajas.

Los glucocorticoides podrían tener también un papel protector sobre los efectos secundarios que supuestamente causan pérdida de audición a largo plazo después de la implantación, reduciendo la inflamación o la reacción de cuerpo extraño al implante<sup>152</sup>. A lo largo de los años se han realizado también estudios de HP tras la inserción del electrodo asociado a administración no sólo perioperatoria, sino también crónica, de dexametasona<sup>153–157</sup>. Las formulaciones depot también se han utilizado para maximizar la persistencia del fármaco en la zona de la CO<sup>71</sup>. Kuthubutheen, en 2015, realizó un estudio en cobayas para valorar la HP tras la administración peroperatoria de esteroides de manera prolongada, comparando un grupo que recibió una única dosis de dexametasona el día previo a la cirugía, y un segundo grupo que recibió una dosis diaria durante los 5 días previos a la cirugía. Se observó menor pérdida de audición en todas las frecuencias en los dos grupos tratados, pero sólo significativa en 32 kHz. Se conservó mayor densidad de neuronas del ganglio espiral en el grupo de 5 días de tratamiento, pero sólo en la espira basal<sup>158</sup>. Sweeney, en 2015, tras la realización de un estudio comparativo de tratamiento con corticoide oral de 2 semanas, iniciando 3 días previo a la cirugía y valoración de HP en frecuencias bajas en el momento de la activación, encontró diferencia estadísticamente significativa en el porcentaje de preservación de audición en el grupo tratado, sin complicaciones médicas relacionadas con el tratamiento<sup>159</sup>. Rah realizó recientemente un estudio para determinar la efectividad de una administración prolongada de corticoides sistémicos, mediante tratamiento postoperatorio con dexametasona (4mg/ml) parenteral mediante bomba durante 3 o 7 días. Observó, respecto al grupo control, HP significativa en las

frecuencias altas sólo en el grupo de 7 días, junto a una menor fibrosis y osificación en la RT y preservación de mayor número de células del ganglio espiral<sup>160</sup>.

Aunque el uso de esteroides tópicos puede tener algunas ventajas sobre la terapia con esteroides sistémicos, una preocupación con el uso de esteroides tópicos es que puede resultar difícil lograr una duración suficiente de la aplicación del fármaco para asegurar una buena dosificación intracoclear sin prolongar el tiempo quirúrgico o lesionar la membrana timpánica antes de la cirugía<sup>161</sup>. Causon, en 2015 encontró que el uso de esteroides tópicos intraoperatorios, en oposición a ningún uso de esteroides, tiene un efecto positivo en los resultados de HP ( $p=0.002$ ). Hubo una ventaja pequeña pero significativa al comparar cualquier pauta de uso de esteroides versus ningún uso de esteroides ( $p=0.016$ )<sup>96</sup>. Cho, en un reciente estudio comparando la administración de dexametasona sistémica preoperatoria y tópica intraoperatoria frente a grupo control, y valorando la HP completa y parcial entre los grupos, resultó una diferencia estadísticamente significativa ( $p=0.008$ ) a favor del grupo tratado con corticoide<sup>163</sup>.

En relación con el uso de esteroides por vía intravenosa inmediatamente antes de la incisión, no hay evidencia que sugiera que la dosis estándar pueda alcanzar altas concentraciones intracocleares, aunque se lleve a cabo una hora antes de la inserción<sup>162</sup>. Por ello, el uso de un protocolo de esteroides sistémicos preoperatorio durante varios días antes de la cirugía de implante, asociado al uso de esteroides tópicos intraoperatorios, podría asegurar una mejor protección contra la respuesta inflamatoria. Además, hay que destacar que en estudios con animales, las concentraciones intracocleares de corticoides proporcionados por cualquier vía parecen disiparse en cuestión de horas después de la cirugía<sup>161,162</sup>, lo que implicaría que las dosis de esteroides perioperatorios que no son sostenibles en el tiempo tendrían beneficios subóptimos, teniendo en cuenta la duración de la inflamación durante la cicatrización normal de las heridas. Estos resultados favorecerían teóricamente el uso mantenido de los esteroides en el postoperatorio. Sin embargo, el grado en que los corticosteroides son útiles en el mantenimiento de la audición en el tiempo no está claro.

En la actualidad, se acepta el beneficio del uso de corticoides en la cirugía del IC, pero se mantiene todavía la discusión sobre la dosis administrada, la vía de administración y la indicación de administración preoperatoria, y/o intraoperatoria, y/o postoperatoria, y los estudios realizados en los últimos años no han aportado datos concluyentes.

### 6.1.5.3.- Importancia del diseño de la guía de electrodos y la profundidad de inserción en la preservación de los restos auditivos

En la tabla 26 se muestran los datos de preservación de restos auditivos, publicados en los últimos años, con las diferentes guías de electrodos presentes actualmente en el mercado.

**Tabla 26.** Estudios de preservación con diferentes guías de electrodos

<b>Publicación</b>	<b>Guía de electrodos</b>	<b>Preservación</b>
Mick 2013	Flex Soft	CHP 21% PHP 65%
Jurawitz 2014	Hybrid L24 CI422	< 15 db en 58,8%, media de 15 db < 15 db en 28,6%, media de 30 db
Coordes 2013	Contour Advanced	CHP 18% PHP 56%
Helbig 2014	Flex 28	< 20 db en 40,7% (125-500 Hz) < 20 db en 35,7% (1000-8000 Hz)
Hunter 2016	Mid Scala	CHP 15% PHP 40%
Kisser 2016	Flex 28	CHP 23,2% PHP 60,7%
Lenarz 2013	Hybrid L24	< 10 db en 43% < 30 db en 74%
Nguyen 2013	Contour Advanced Hybrid L24 Flex EAS	<10 db 25% , media de 36 db <10 db 42% , media de 16 db <10 db 50% , media de 24 db
Skarzynski 2016	CI422	CHP 52,63% PHP 26,31% Media de HP 67%
Suhling 2016	Flex 20 Flex 24 Flex 28	<15 db en 48,8%, media de 17,5 db, <15 db en 50% , media de 19,4 db <15 db en 15,8%, media de 32,5 db

En el presente estudio, los resultados de preservación completa son superiores a los publicados en la literatura con la misma guía de electrodos<sup>49,51,86</sup> (tabla 26). En los



pacientes intervenidos mediante TP y con el electrodo Flex 28 de Med-el, la preservación fue completa (>75%) en el 58,3% de los casos para el rango de las frecuencias bajas y en el 41,7% de los mismos, para el rango completo de frecuencias. Fue completa o parcial (>25%) en el 83,4% de los casos para el rango de las frecuencias bajas, similar a los resultados publicados por Kisser<sup>49</sup> (83,9%). En el presente estudio, la THP fue del 61,4% y la LFHP fue del 68,7%.

Los estudios publicados con electrodos más cortos, aportan unos datos de preservación completa del 42-43% con la guía de electrodos Hybrid L24<sup>73,78</sup>, del 50% con la guía FlexEAS<sup>86</sup> y del 52% con la guía CI422<sup>72</sup>, que no mejoran los resultados obtenidos en el presente estudio, a pesar de su menor longitud y por tanto su teórica menor agresividad (tabla 26).

En principio, profundidad de inserción y preservación de audición parecen dos conceptos completamente enfrentados, y no existe un consenso acerca de cual es la profundidad de inserción óptima o la longitud del electrodo que se debe utilizar para la cirugía de preservación de audición. Inicialmente, para la estimulación eléctrica, la inserción más profunda posible del electrodo (30 a 31 mm) era ventajosa para el reconocimiento del tono<sup>164</sup> y la percepción del habla<sup>165-167</sup>. Por otra parte, era más probable que el traumatismo sobre el tejido coclear aumentara con la profundidad de inserción. Adunka y Kiefer y Adunka y cols. demostraron claramente la estrecha relación existente entre la profundidad de inserción y la fuerza motriz necesaria para empujar el electrodo hacia adelante, que aumentaba abruptamente más allá de los 20 mm<sup>47,118</sup>. Un concepto fue reducir la profundidad de inserción del electrodo para llegar a la zona de 1000 Hz de acuerdo con el mapeo de la membrana basilar<sup>120</sup>. Por lo tanto fue necesaria una reducción de la longitud y la profundidad de inserción de los electrodos a 18-20 mm<sup>80</sup>. Este cambio en la profundidad de inserción y la longitud del electrodo se correspondía con una inserción aproximada de 360 grados, que más tarde fue recomendada por Gstoettner y cols<sup>46</sup>. La intención era insertar la guía de electrodos hasta una profundidad no mayor de 20 mm, debido al peligro de lesionar el órgano sensorial funcionante en la zona de 1000 Hz o superior. Este límite no debía ser cruzado<sup>47</sup>, dado que el riesgo de destruir la audición residual con electrodos largos era demasiado alto<sup>91,92</sup>. Sin embargo, en casos seleccionados fue posible preservar la audición incluso con un electrodo de 31,5 mm, tal como fue posteriormente demostrado por Punte<sup>48</sup>.

Otros investigadores probaron con una profundidad de inserción todavía menor (6-10 mm), para reducir el riesgo de daño intracoclear<sup>117</sup>. Y de hecho, durante los primeros estudios, con la implantación de una guía de electrodos más corta, se lograba un mayor grado de preservación de los restos auditivos. Sin embargo, los resultados funcionales con 6 mm de implantación no eran suficientes para el reconocimiento del habla y claramente mejoró en los sujetos con una inserción de 10 mm<sup>117,168</sup>. Pero incluso un implante de 10 mm puede tener un efecto limitado en la comprensión del habla en comparación con un electrodo más largo al considerar los pacientes con pérdida auditiva completa o progresiva y/o aquéllos con pobre audición previa, de modo que en caso de fallo se consideraba necesaria una segunda implantación con inserción profunda<sup>169-172</sup>.

Lenarz, con un electrodo de 22 contactos y 16 mm, llegó a 270° de inserción, lo que resultó en una mejoría notable en la comprensión del habla tanto en entorno de silencio como en ruido<sup>134</sup>.

Otras publicaciones posteriores demostraron que era posible preservar la audición tras una inserción de 18 a 22 mm<sup>69,134,135</sup>.

Por otra parte, la ventaja de una inserción más profunda (18 a 22 mm) radica en una mejor percepción del sonido y del habla y, en los casos desafortunados de pérdida completa de audición residual postoperatoria, un dispositivo completamente funcional que evita la necesidad de reimplantar con un electrodo largo<sup>172</sup>.

Neumann y cols. describen, en una serie retrospectiva de 47 pacientes, que la audición de altas frecuencias (500-8000 Hz) fue menos afectada con un electrodo de inserción profunda (25 mm) que con uno de inserción parcial<sup>173</sup>.

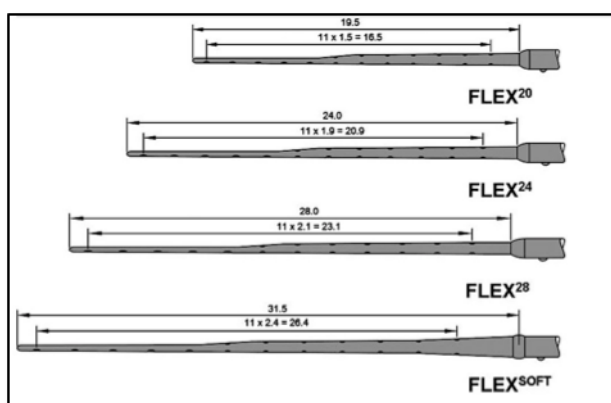
La distancia de 20 mm desde la VR corresponde a la frecuencia cercana a los 1000 Hz y debe ser suficiente para la cirugía de preservación en pacientes con restos auditivos en frecuencias graves funcionantes como para la adaptación de un implante EAS<sup>174,175,129</sup>.

Trabajando en la hipótesis de que la inserción del electrodo más allá de los 20 mm puede lesionar la estabilidad de la MB, se desarrollaron nuevas guías de electrodos adaptadas a los diferentes grados de hipoacusia. Un diámetro más fino, una menor rigidez y una longitud adaptable son las principales características de estas guías para reducir el daño causado a las estructuras intracocleares y optimizar el mantenimiento de la audición residual<sup>73,176</sup>.

Además, los estudios han demostrado que los electrodos de localización lateral son menos traumáticos que la mayor parte de los electrodos preformados<sup>73,96,177,178</sup>.

Pensando en la preservación de las delicadas estructuras intracocleares, se han ido diseñando guías de electrodos dirigidas a la HP.

Med-EL construyó guías de electrodos flexibles y finas con diferentes longitudes, diseñadas especialmente para la preservación de las estructuras y la audición<sup>179</sup> (figura 31). Estas guías tienen 12 contactos activos espaciados a lo largo de las diferentes longitudes de 20, 24, 28 o 31,5 mm. Para dar más flexibilidad a la punta, los cinco contactos más apicales del electrodo son simples, mientras que los siete basales son dobles. Esto reduce el diámetro de la punta un 70% respecto al electrodo estándar Med-El Combi40+, y permite el uso del mismo diseño de electrodos para los sujetos con diferentes grados de audición residual preoperatoria. La inserción de la guía se realiza a lo largo de la pared lateral de la rampa timpánica, con el fin de prevenir el daño del modiolo y de la lámina espiral. Aunque la flexibilidad del electrodo en el extremo apical es importante para facilitar la inserción profunda, la rigidez del electrodo debe ser mayor en la base para conseguir una buena capacidad de empuje y para evitar que se tuerza en la zona basal<sup>180</sup>. Una característica clave para hacer que este electrodo sea flexible es la distribución en zig-zag de los alambres de platino iridio situados en el interior de la guía de silicona. Una colección de alambres rectos, incluso en un dispositivo de 25µm de diámetro, aumentaría la rigidez del electrodo, y sería más del doble la fuerza de inserción.



**Figura 31.** Guías de electrodos Med-el

Guía Med-El FlexSoft, diseñada para la preservación de los restos auditivos, permite una inserción profunda dentro de la región apical de la cóclea (CCC) y ofrece

un incremento de la flexibilidad mecánica que facilita una inserción en la cóclea aún más suave. De la base a la punta presenta 7 pares de contactos de electrodo y 5 contactos en la zona más apical. Tiene una longitud total de 31,5 mm, longitud útil de 26,4 mm, diámetro basal de 1,3 mm y apical de 0,5 x 0,4 mm, con un espacio intercontactos de 2,4 mm<sup>179</sup> ( figura 31, tabla 27)

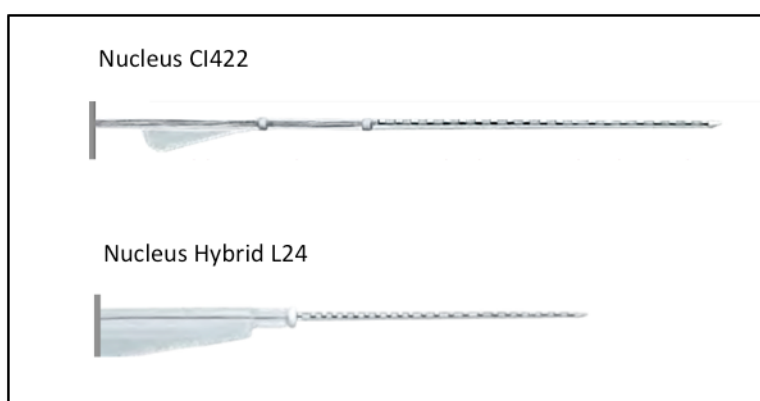
Guía Med-el Flex28: diseñada para la preservación de los restos auditivos, permite también una inserción profunda en cócleas de menor tamaño dentro de la región apical de la cóclea (CCC), y ofrece un incremento de la flexibilidad mecánica que facilita una inserción en la cóclea aún más suave. De la base a la punta presenta 7 pares de contactos de electrodo y 5 contactos en la zona más apical. Tiene una longitud total de 28 mm, longitud activa de 23,1 mm, diámetro basal de 0,8 mm y apical de 0,5 x 0,4 mm, con un espacio intercontactos de 2,1 mm<sup>179</sup>(figura 31, tabla 27).

Guía Med-el Flex24, también conocido como FlexEAS: diseñado para la EAS, con una inserción ideal de 360°; se puede insertar a través de CO o de la VR. De la base a la punta presenta 7 pares de contactos de electrodo y 5 contactos en la zona más apical. Tiene una longitud total de 24 mm, longitud activa de 20,9 mm, diámetro basal de 0,8 mm y apical de 0,5 x 0,3 mm<sup>179</sup>(figura 31, tabla 27). Los estudios demuestran que cuando se usa una técnica quirúrgica atraumática, este electrodo tan flexible no produce mayor trauma en las estructuras cocleares <sup>118</sup>. Además, en un meta-análisis realizado por Causon, el Med-El Flex 24, el electrodo más corto incluido en su estudio, demostró ser el mejor para la preservación de las frecuencias bajas, siendo el electrodo Contour Advance de Cochlear el que peores resultados de HP presentaba<sup>96</sup>. Un estudio histológico realizado en huesos temporales frescos humanos por Adunka y cols. confirmó también el carácter atraumático del dispositivo Flex EAS. Se realizaron mediciones de la fuerza de inserción de los prototipos del electrodo Flex EAS demostrando que la fuerzas de inserción podían reducirse aproximadamente en un 33%<sup>118</sup>. Por último, se vio que la cirugía de HP es aún menos traumática con este dispositivo cuando la inserción del electrodo se realiza a través de la VR<sup>46,62,69,133,135</sup>.

Guía Med-El Flex20: Diseñada para ser utilizada en casos de hipoacusia parcial o para otras necesidades o preferencias específicas. Tiene una longitud total de 20 mm, longitud activa de 15,4 mm, diámetro basal de 0,8 mm y apical de 0,5 x 0,3 mm<sup>179</sup> ( figura 31, tabla 27).

Cochlear desarrolló también guías adaptadas para minimizar el daño de las estructuras intracocleares<sup>181</sup>, el electrodo Nucleus CI422, y más recientemente el CI522. Ambos tienen una longitud total de 25 mm, con una longitud activa de 19,1mm, diámetro basal de 0,6 mm y apical de 0,3 mm, y su forma recta y fina fue diseñada para minimizar el daño a las estructuras intracocleares durante la inserción, a través de la técnica de la VR o de CO (figura 32, tabla 27). Este electrodo puede ser parcial (20 mm, que corresponde a una profundidad de inserción de 360°) o totalmente insertado. Skarzynski insertó parcialmente (entre 20 y 23 mm) el electrodo Nucleus CI422 en 23 pacientes adultos con hipoacusia bilateral. En general, los pacientes mejoraron el reconocimiento del habla en el silencio y en ruido, con audición sustancialmente conservada<sup>88</sup>.

El electrodo Hybrid L24 de Cochlear tiene una guía de electrodos de 18 mm de longitud, para la cirugía de EAS (figura 32, tabla 27). Basado en el implante Freedom de Cochlear, tiene 22 electrodos en forma de medio anillo, situados de cara al modiolos y distribuidos a lo largo de 15 mm<sup>134,178</sup>. Los medios anillos permiten una superficie exterior de la guía de electrodos más suave. Mide 0,55 mm en la base y 0,35 x 0,25 mm en la punta, desarrollado especialmente para la inserción por la ventana redonda. Un tope impide la inserción más allá de los 16 mm<sup>181</sup>. Para minimizar la rigidez de la guía, los hilos de los electrodos se redujeron hasta 20 µm de diámetro. Stöver y cols, en 2005, demostraron por histología de hueso temporal que el avance en la inserción de esta guía retirando el estilete permitía una inserción menos traumática del electrodo, evitando así la perforación de la MB<sup>182</sup>.



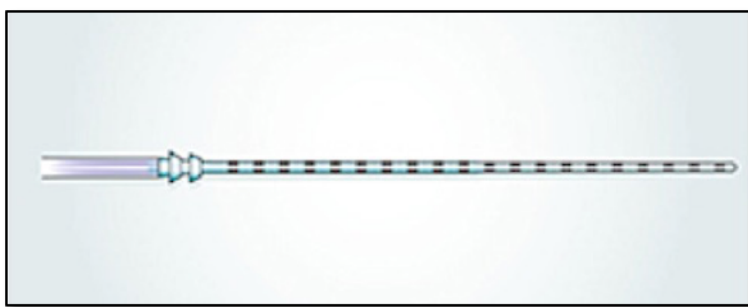
**Figura 32.** Guías de electrodos Cochlear

Por otro lado, una vez demostrada la agresividad de los electrodos precurvados sobre las estructuras cocleares, con mayores tasas de dislocación de la RT a la RV, Advanced Bionics desarrolló una nueva guía de electrodos precurvada, la HiFocus Mid-Scala, diseñada para ser menos rígida con un menor factor de envoltura “wrapping factor”, de manera que el electrodo se encuentra en el medio de la rampa timpánica, evitando idealmente el contacto con el modiolos y con la pared lateral<sup>183</sup> (figura 33, tabla 27).



**Figura 33.** Guía de electrodos Advanced Bionics HiFocus Mid-Scala

Oticon también diseñó una nueva guía de electrodos con un menor diámetro, especialmente de la base, respecto a la guía clásica Digisonic SP, la guía Evo<sup>184</sup> (figura 34, tabla 27).



**Figura 34 .** Guía de electrodos Oticon Evo

En la tabla 27 se describen las características generales de las principales guías de electrodos disponibles actualmente a nivel clínico de aquellos fabricantes que están suministrando implantes multicanales.

**Tabla 27.** Dimensiones de las principales guías de electrodos (mm)

	Longitud Total	Longitud Activa	Diámetro basal	Diámetro apical
Avanced Bionics HiFocus 90k 1J	25	17	0,8	0,4
Advanced Bionics Mid Scala	18,5	17	0,7	0,5
Advanced Bionics HiRes 90k Helix	21,5	13	0,7	0,5
Cochlear Nucleus Contour Advance	17-19	15	0,8	0,5
Cochlear Nucleus CI24RE	17	16,4	0,6	0,4
Cochlear Nucleus CI422, CI522	20-25	19,1	0,6	0,3
Cochlear Hybrid L24	16	14,5	0,55	0,35x0,25
Med-el Flex Soft	31,5	26,4	1,3	0,5x0,4
Med-el Flex 28	28	23,1	0,8	0,5x0,4
Med-el Flex 24	24	20,9	0,8	0,5x0,3
Med-el Flex 20	20	15,4	0,8	0,5x0,3
Nurotron	19,9	19,1	0,9	0,8x0,6
Oticon Digisonic SP	26	25	1,07	0,5
Oticon Evo	25	24	0,5	0,4

Los resultados con estas nuevas guías, tales como Flex EAS<sup>69,108</sup>, Hybrid-S<sup>68,84,185</sup>, Hybrid-L24<sup>78,131,134,178</sup>, y CI422<sup>54,88,186,187</sup>, son muy prometedores. Dado que el electrodo Mid-Scala y el CI522 recibieron la aprobación de la FDA relativamente recientemente, existen pocos datos en la literatura revisada por expertos que describan la naturaleza atraumática de este electrodo y sus resultados en pacientes<sup>114</sup>.

Estudios preliminares en adultos mostraron unos umbrales de bajas frecuencias dentro de 30 dB (125 - 750 Hz) a los 1-5 años tras la implantación de 81 pacientes (75%) implantados con un Hybrid-S (10 mm)<sup>188</sup>. Además, se observó una pérdida media de 15 dB (250-1500 Hz) a los 24 meses tras la implantación con el Hybrid-L 24 (16 mm, n: 51) y de 30 dB con el CI422 (20 mm, n: 28)<sup>109</sup>. Por otra parte, cuatro de los nueve sujetos implantados con una guía Flex EAS (24 mm) tenían una pérdida menor de 10 dB (125-750Hz) a los 6-15 meses tras la implantación<sup>69</sup>, y el 40,7% de los 34 sujetos implantados con una guía Flex 28 tenían una pérdida de menos de 20 dB (125 - 1000 Hz) en la activación<sup>51</sup> (tabla 26).

Lenarz en 2013, en un estudio multicéntrico europeo realizado en 66 pacientes con el electrodo Hybrid L24 de Cochlear, informó de una tasa de HP del 88% en todos

ellos, mejorando además en esos pacientes la inteligibilidad respecto a aquéllos sin estimulación acústica<sup>78</sup> (tabla 26).

Pero la preservación de la audición también es posible con la inserción completa de un electrodo de longitud estándar, como se aprecia en los resultados obtenidos en el presente estudio. La ventaja de utilizar electrodos estándar es la posibilidad de estimular la cóclea distal si la pérdida auditiva progresa después de la implantación. Aunque la audición residual no puede ser suficiente para el uso de la estimulación acústica adicional, la audición residual conservada significa un daño mínimo y una cóclea más conservada, así que esto es prometedor para el desarrollo futuro.

Derinsu en 2011, en un estudio con electrodos estándar Cochlear Nucleus Freedom y Med-el Pulsar, con inserción completa y evaluación de 250-4000 Hz, logró preservar las bajas frecuencias (250 y 500 Hz) en el 87% de los pacientes; la preservación para todo el rango de frecuencias se logró en el 35,48% de ellos<sup>50</sup>.

Mick, en 2013, en un estudio realizado con la guía Med-el FlexSoft de 31,5 mm, un año después de la implantación el 21% de los pacientes mantuvo una HP completa y el 65% de los mismos mantuvo una HP parcial<sup>52</sup> (tabla 26).

El único paciente intervenido en el presente estudio con un electrodo FlexSoft consiguió una HP completa, que se mantuvo a lo largo del seguimiento.

Helbig valoró la HP con el electrodo Flex 28. A los 6 meses, una HP de bajas frecuencias (125-500 Hz) a menos de 20 dB de la audición preoperatoria se consiguió en el 40,7% de los pacientes. Para las frecuencias agudas (1000-8000 Hz) se mantuvo en el 35,7% de los pacientes<sup>51</sup> (tabla 26).

Kisser, en un estudio reciente con el electrodo Flex 28 de Med-el, la HP (500-3000 Hz) no fue suficiente para poder utilizar la audición residual; aún así, la HP fue completa en el 23,2% y parcial en el 60,7%<sup>49</sup> (tabla 26).

Suhling en 2016 comparó por primera vez los resultados de HP (125-1500 Hz) con la guía Flex20, Flex24, o Flex28, hasta 12 meses después de la implantación, en 120 pacientes adultos<sup>86</sup>. La elección del electrodo se realizó en función de los restos previos. En el inicio, se produjo un aumento del umbral de 17,5 dB (Flex20), 20 dB (Flex24) y 24 dB (Flex28). A los 12 meses, el aumento del umbral fue de 15 dB (Flex20), 19,4 dB (Flex24) y 32,5 dB (Flex28). En el inicio se logró una pérdida  $\leq 15$  dB en el 45,6% de los Flex20, el 29,4% de los Flex24, y el 15,0% de los Flex28, y a los 12 meses en el 48,8% de los Flex20, el 50,0% de los Flex24, y el 15,8% de los Flex28 (tabla 26). Concluye que es posible preservar la audición en la mayoría de los sujetos



que se implantan con una guía 20, 24, o 28, aunque la utilización de guías más cortas lleva a una mayor HP.

Comparando los resultados de ese estudio con los de Jurawitz cols.<sup>109</sup>, la tasa más baja de HNS completa en la activación inicial se encontró con la guía más corta (Hybrid-L 24) con 16 mm de profundidad de inserción, mientras que el CI422 de 20 mm mostró resultados similares a los que se encontraron con la guía Flex20 y la Flex24 (tabla 26). Respecto a los resultados de otros estudios, se encontró la misma tendencia para las guías cortas y largas<sup>73</sup>. Hay que tener en cuenta que las definiciones y criterios de HP, así como las frecuencias incluidas, son diferentes para diferentes estudios.

Las diferentes tasas de HP, a pesar del uso de las mismas guías, hacen hincapié en el hecho de que hay numerosas variables que contribuyen a la pérdida de audición.

Las guías cortas causan menos daño, especialmente en las regiones apicales de la cóclea, respecto a las más largas. Pero incluso utilizando guías más cortas no se puede asegurar la HP. Las diferentes longitudes de guías conducen a diferentes cantidades de HNS y diferentes tasas de HP.

Los electrodos cortos deben indicarse en casos de audición preoperatoria estable. Una buena HP en las frecuencias bajas con guías cortas en sujetos con HNS de altas frecuencias puede ser la condición previa para el uso de EAS.

En el resto de los pacientes, la preservación de la audición residual se debe intentar con la inserción de un electrodo de longitud estándar, con el fin de anticiparse a una HNS secundaria o una progresión de la enfermedad. En estos casos, la audición residual no puede ser suficiente para el uso de la estimulación acústica, pero la audición residual conservada significa un daño mínimo y una cóclea más conservada. La tecnología de las prótesis auditivas y de los IC está avanzando de una forma espectacular y esperanzadora, por lo que los umbrales acústicos conservados significan un daño mínimo y una cóclea de mejor calidad, y esto es prometedor para el futuro desarrollo de tratamientos farmacológicos y dispositivos tecnológicos. Además, en los pacientes con estimulación únicamente eléctrica, las guías largas proporcionan mejor rendimiento del IC, con una mejor comprensión del habla, especialmente en situación de ruido<sup>165,167,189-192</sup>.

#### 6.1.5.4.- Importancia del diseño de la guía de electrodos y la profundidad de inserción en el rendimiento del implante coclear. Justificación de la CCC

Las guías de electrodos permiten situar contactos de electrodos cerca de las estructuras nerviosas que necesitamos estimular. Esta estimulación es relativamente selectiva y específica de la población de neuronas más próximas a cada contacto de electrodos. De esta forma se aprovecha el principio de codificación del tono por posición (tonotopía o cocleotopía) para transmitir la información con la suficiente calidad y de forma que pueda ser analizada y comprendida por las vías auditivas<sup>193</sup>.

Las guías de electrodos deben permitir hacer llegar los contactos hasta las zonas donde exista el epitelio neuronal que necesitemos estimular eléctricamente. Como existe tejido excitable hasta prácticamente el helicotrema, tendría entonces sentido que la guía de electrodos que empleásemos nos permitiera emplazar electrodos en las posiciones más apicales<sup>165</sup>. Sin embargo según algunos autores no está claro si es necesaria una inserción más allá de la región de 500 Hz en la cóclea (alrededor de 26 mm) debido a que, en su opinión, las frecuencias más bajas no requieren de codificación por posición, y las células del ganglio espiral están presentes solamente en la primera vuelta y media de la cóclea y no se extienden sobre las dos vueltas y media o dos vueltas y tres cuartos totales de la cóclea<sup>194</sup>. Según esos autores, no sería necesario emplazar electrodos para la estimulación eléctrica de la región apical coclear y por otro lado introducir la guía de electrodos hasta esa profundidad podría conllevar riesgos de generar traumatismos durante las maniobras de implantación<sup>195,196</sup>.

Otros autores afirman absolutamente todo lo contrario, en la región apical encontramos somas neuronales más allá del canal de Rosenthal hasta la región más apical embebidos dentro de la estructura modiolar que envían sus proyecciones hasta prácticamente el helicotrema y que son perfectamente excitables mediante estimulación eléctrica<sup>197</sup>.

Yukawa y cols., investigaron a 48 usuarios de Nucleus 22 o Nucleus 24 implantados con un electrodo recto insertado entre 10.5 y 27 mm, y encontraron que la duración de la sordera y la profundidad de inserción fueron los factores predictivos de la discriminación<sup>189</sup>. Aún más, encontraron una correlación mayor entre la discriminación en ruido y la profundidad de inserción. Una correlación significativa entre la discriminación en abierto y la profundidad de inserción fue encontrada también por Skinner y cols. en un grupo de 26 usuarios de Nucleus 22 con profundidades de

inserción de electrodos entre 11,9 y 25,9 mm<sup>190</sup>. Otro estudio fue realizado por Hochmair y cols. en usuarios de Med-eL COMBI 40+ pero simulando diferentes profundidades de inserción entre 20 y 30 mm cambiando los números de contactos de electrodos activos<sup>165</sup>. Los resultados mostraron que la estimulación de la región apical de la cóclea soporta un importante grado de comprensión del habla, y que la distribución de los contactos a través de toda la longitud de la cóclea mejora la percepción del habla en silencio y en ruido. En un estudio reciente, De Seta y cols. mostraron que con el uso de una guía larga y recta, la inserción completa era un factor determinante para obtener el mejor rendimiento al año de la cirugía, y que dicho rendimiento no mermaba a los 5 años de su utilización<sup>192</sup>.

Similares resultados encontró Hamzavi en un estudio realizado para evaluar la importancia de la profundidad de inserción más allá de 25 mm en un grupo de pacientes con IC con electrodos insertados profundamente hasta 32 mm. Se realizaron pruebas de audición en 5 condiciones, en las que varió artificialmente la profundidad de inserción en cada paciente mediante la activación y desactivación de canales. Los resultados mostraron que la activación de los electrodos en la región más apical de la cóclea mejora la percepción del habla de manera significativa<sup>167</sup>.

Por lo tanto, la inserción profunda es razonable y debe ser realizada en pacientes con pérdida auditiva profunda o total. Los electrodos insertados profundamente ofrecen la posibilidad de que la estimulación apical pueda mejorar el rendimiento del habla.

Así pues, la posición ideal de la guía de electrodos de un IC será la que permita la estimulación de una longitud coclear que incluya, al menos, el rango de frecuencias del habla y éstas, además, han de coincidir con las frecuencias de filtro de procesador del habla asignadas al electrodo que ocupa esa posición en la cóclea implantada<sup>198,199</sup>. Sin embargo, en numerosas ocasiones las posiciones de los electrodos obtenidas en la práctica no pueden cumplir esta premisa, produciéndose un desplazamiento frecuencial hacia agudos entre las posiciones cocleares que deberían alcanzar los electrodos de estimulación en función de su frecuencia característica y las que realmente alcanzan. Para numerosos autores esta circunstancia reduce sensiblemente los resultados alcanzables por los implantados cocleares sobre su supuesto potencial teórico en función de su historia clínica (*Pitch mismatching*)<sup>198–202</sup>. Esto se debe en gran medida a la enorme variabilidad de formas, tamaños y condiciones de permeabilidad que presentan las cócleas, por lo que un único diseño de guías de electrodos no permitirá

implantar completamente todos los casos posibles situando electrodos a lo largo de toda la estructura coclear.

#### 6.1.5.5.- Cirugía de reimplantación

La cirugía de revisión del IC es necesaria actualmente en una minoría de los pacientes por una serie de razones: fallo del dispositivo, infección o extrusión del mismo, problemas médicos o quirúrgicos y el deseo de una tecnología más avanzada.

Hoy en día se implantan niños de muy corta edad. Teniendo en cuenta el progreso de la esperanza de vida humana, se puede afirmar que la probabilidad de reemplazo de un IC en la población joven y muy joven es cercana al 100%, para todos los dispositivos y todos los fabricantes, y muy probablemente más de una vez en la vida, por lo que la preservación de las estructuras tanto como sea posible adquiere en ellos la mayor importancia. Por otro lado, con la futura introducción de los IC completamente implantables, lo más probable es que requieran el reemplazo de la batería cada 10 años o menos. Es por ello esencial que los procesos de inserción y de explantación de la guía de electrodos no acumulen daños cocleares y neurales.

La preservación de los restos auditivos después de la reimplantación era impensable hace dos décadas.

Actualmente existe evidencia de que, en caso de fallo del dispositivo, con los electrodos blandos y flexibles se puede realizar la explantación y la reimplantación manteniendo la HP previa<sup>203-205</sup>. En la mayoría de los casos, la inserción de la guía de electrodos en el proceso de reimplantación alcanza una profundidad similar a la de la cirugía previa. En algunos casos es posible incluso insertar un electrodo de mayor longitud, lo que puede incluso mejorar el rendimiento del nuevo implante<sup>205</sup>.

A diferencia de los IC convencionales, hay poca información en la literatura con respecto a los resultados de reimplantación para pacientes EAS con audición preservada. Por lo tanto, cuando se produce un fallo del dispositivo en estos pacientes, el temor a perder la audición residual de bajas frecuencias se pone de manifiesto cuando se considera el reimplante.

Por otro lado, la LFHP no siempre es posible en los pacientes candidatos a EAS. En estos casos, aplicando los mismos principios de cirugía atraumática, existe evidencia de que es posible realizar una cirugía de reimplantación con un electrodo de longitud

estándar a fin de conseguir la estimulación eléctrica de las frecuencias apicales<sup>172,206,207</sup>. Una profundidad de inserción reducida en la cirugía inicial puede ser seguida por una inserción más profunda en la cóclea sin ningún deterioro de la audición residual. Un IC estándar sigue siendo un tratamiento viable cuando el implante híbrido no cumple con las expectativas.

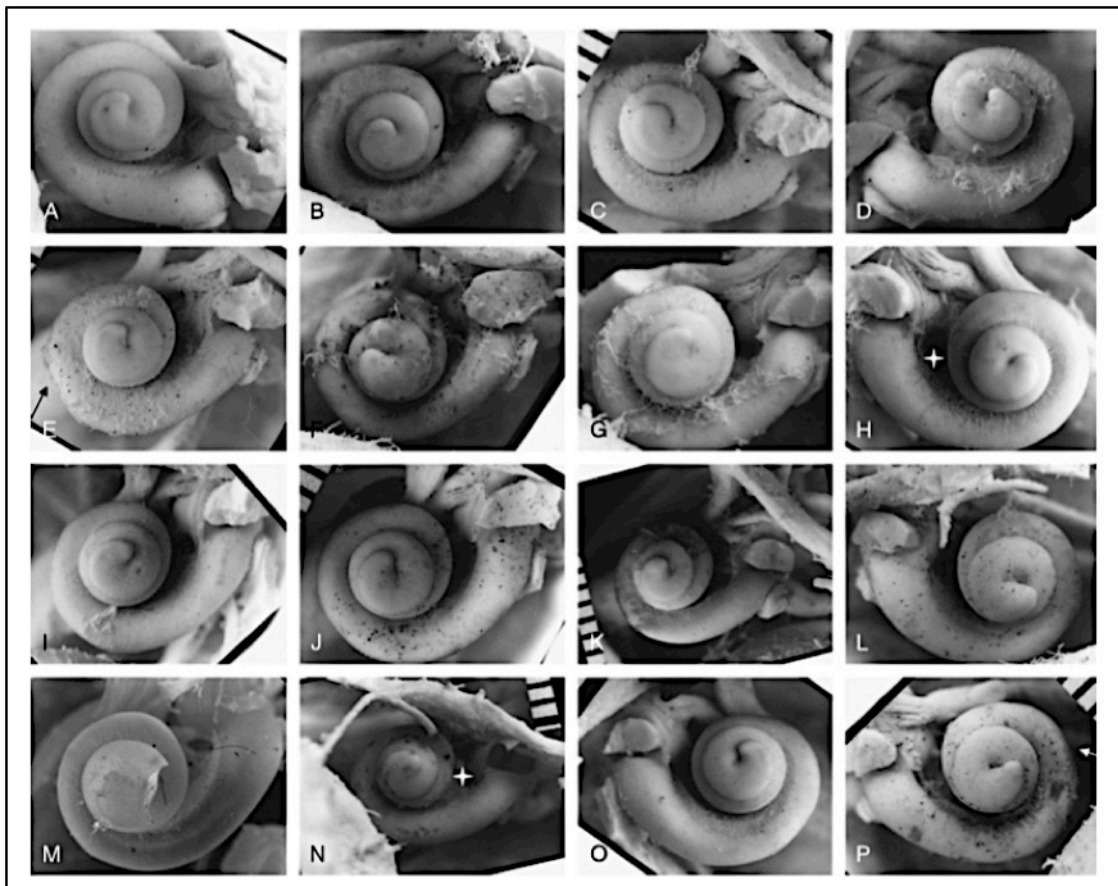
Sin embargo, cualquier nueva cirugía supone una nueva agresión sobre las estructuras del oído interno, y por ello debe ser evitada en lo posible. Actualmente, la aplicación de una técnica cuidadosa y la utilización de una guía de electrodos de inserción profunda (CCC) en pacientes con posibilidad de EAS sometidos a primera implantación, permite la preservación de los restos auditivos, según muestra la literatura<sup>62,49,51,52,86</sup> y el presente estudio. Una ventaja de la inserción de electrodos más profunda en los pacientes candidatos a EAS es la disposición de un implante que, si la audición residual se deteriora secundariamente a la cirugía o con el paso del tiempo y no es posible la estimulación acústica de las bajas frecuencias, estimula la región apical de la cóclea mediante estimulación eléctrica, mejorando el reconocimiento de tono y la percepción del habla, sin necesidad de cirugía de reimplantación.



## 6.2.- Técnicas de imagen. Anatomía de la cóclea, profundidad de inserción y daño coclear tras la cirugía

Hay factores independientes de la longitud del electrodo que deben ser tenidos en cuenta cuando queremos mantener la audición residual en un candidato a IC. Un factor importante, que podría contribuir a la HP, es la anatomía de la cóclea del individuo.

María Hardy, en 1938, describió por primera vez mediciones histológicas de la CDL en 68 especímenes<sup>208</sup>. Desde entonces, ha habido numerosas publicaciones al respecto, con resultados dispares y una gran variabilidad en el tamaño y la forma de la cóclea humana<sup>62,111,112,114,143,195,219-222</sup>. En la figura 35 se puede observar la gran variabilidad de formas y tamaños de cócleas consideradas como normales.



**Figura 35.** Variaciones de la anatomía de la cóclea humana. Tomado de Erixon y cols<sup>132</sup>

Esto puede dar lugar a grandes diferencias en la cobertura coclear entre los sujetos con una misma longitud de la guía y una posición diferente de la guía en la cóclea. Así pues, los estudios deberían considerar el impacto de la anatomía coclear en la HP de forma individualizada.

La evaluación de la anatomía coclear se ha realizado mediante exámenes histológicos, moldes de plástico ó tomografía computarizada (TC), y se han medido tanto en la pared lateral ósea (PL) como a nivel del órgano de Corti (OC).

La desventaja del examen histológico es que la información está limitada; la desmineralización, fijación y métodos de tinción no permiten mediciones libres de artefactos de las estructuras interiores frágiles de la cóclea. La TC es el único método que permite obtener imágenes no invasivas de la geometría coclear, pero la reconstrucción reduce la resolución de la imagen y crea artefactos. El CBCT evita algunos de los inconvenientes del CT multicorte y es la prueba más utilizada actualmente<sup>56,209,213-215</sup>.

Sin embargo, el CBCT es aún insuficiente para proporcionar las dimensiones internas de la cóclea, y se han realizado también estudios con microtomografía computarizada. La microCT puede adquirir imágenes de pocas micras de tamaño y permite una visualización de alta resolución de las estructuras cocleares en las tres dimensiones<sup>216</sup>.

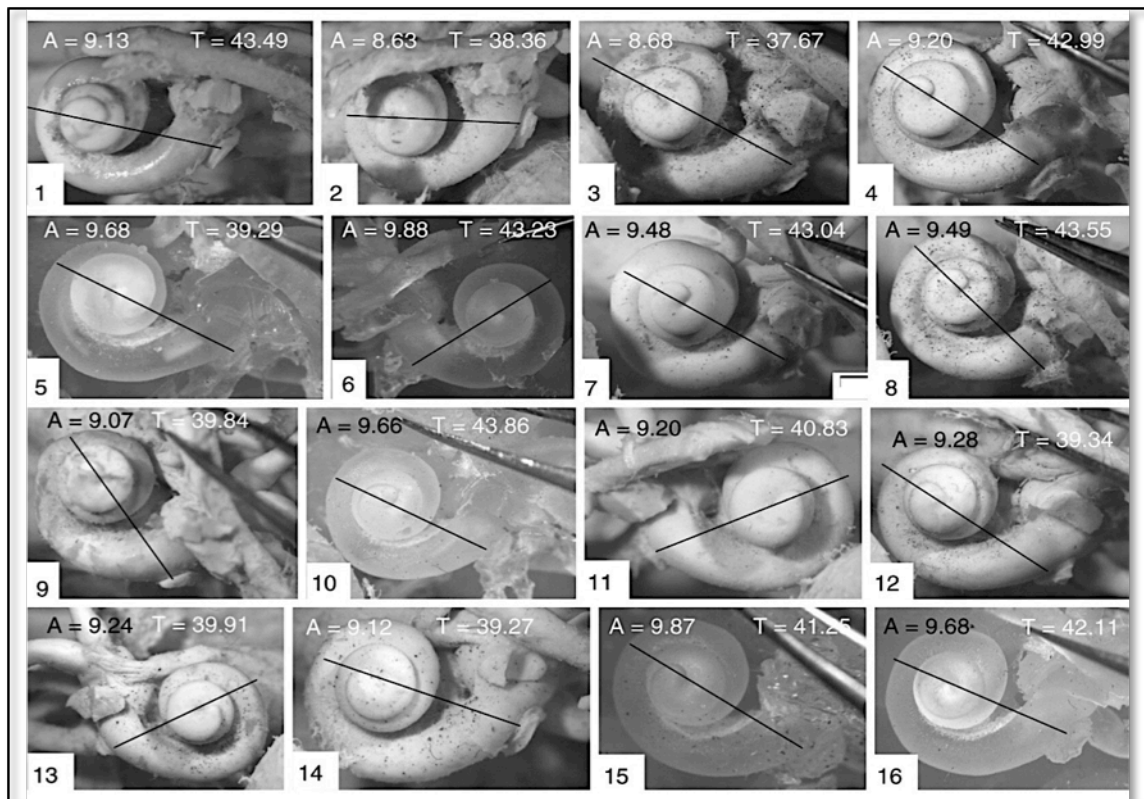
### **6.2.1.- Técnicas de imagen prequirúrgicas**

Erixon realizó en 2009 un estudio anatómico de las medidas de diferentes cócleas consideradas normales, observando una gran variabilidad de dimensiones, ángulos, rotaciones, longitudes y formas que presentan cócleas que desde el punto de vista anatómico podríamos considerar normales. En dicho estudio, la longitud de la luz coclear medida desde la VR siguiendo la pared posterior coclear abarca un rango comprendido entre los 38,6 y 45,6 mm, arrollados entre 2,2 y 2,9 espiras<sup>132</sup> (figura 35).

En 2013 el mismo autor revisó de nuevo las medidas de las cócleas estudiadas previamente y realizó la correlación con el diámetro de la espira basal (A) para determinar si “A” se puede utilizar antes de la cirugía para evaluar la longitud coclear en la cirugía de IC<sup>211</sup>. El diámetro A se define aquí como una línea trazada desde el



punto medio de la VR a través de la porción media del modiolo en el lado opuesto de la pared coclear exterior (figura 36).



**Figura 36.** Medidas del diámetro A y la longitud coclear en diferentes cócleas consideradas anatómicamente como normales. Tomado de Erixon y cols<sup>211</sup>

El diámetro A resultó ser un predictor significativo de la espira basal, las dos primeras vueltas (2TL) y la longitud coclear total (CDL) ( $p < 0,001$ , respectivamente). La correlación fue muy alta para la espira basal ( $R^2 = 0,74$ ) y las 2TL ( $R^2 = 0,70$ ) y menor para la CDL ( $R^2 = 0,39$ ), debido a las grandes variaciones anatómicas de la espira apical y las dificultades en la definición de un punto final. Las medidas oscilaron entre 20,7 y 24,2 mm para la espira basal, entre 32,5 y 37,2 mm para las 2TL, y entre 37,6 y 44,9 mm para la CDL.

Escudé, en 2006, desarrolló un método de medición de la cóclea a partir de un TC de alta resolución, partiendo de una imagen de la espira basal de la cóclea. El objetivo era ver la pared lateral desde la VR hasta una vuelta completa ( $360^\circ$ ). Dado que toda la espira basal no se puede ver en un único plano bidimensional, se realizó una reconstrucción, para poder visualizar en una imagen la VR, la VO, la espira basal de la cóclea, el vestíbulo y las ramas anteriores de los canales semicirculares lateral y

superior. Con ello se consiguió medir la mayor distancia desde el centro de la VR hasta la pared lateral, cruzando el eje modiolar, distancia “A”, y la mayor medida de la cóclea perpendicular a A, distancia “B”. La distancia media A fue de 9,23 mm y la B de 6,99 mm<sup>55</sup>.

Würfel realizó un estudio con temporales humanos con CBCT y reconstrucción tridimensional. El reborde óseo distal de la VR fue el punto de partida de la medición de la longitud de la cóclea. La curva se creó tridimensionalmente a lo largo del borde exterior de la cóclea ósea en la proyección de la lámina espiral ósea, hasta llegar al punto final definido por el helicotrema. Por tanto, esta medición puede ser adecuada para la evaluación de las guías de electrodos de PL. La longitud coclear media fue de 37,6 mm, con una diferencia significativa entre la longitud coclear por sexo, pero no entre la cóclea izquierda y derecha o de acuerdo a la edad<sup>209</sup>.

Según los diferentes estudios presentes en la literatura, el diámetro A oscila entre 6,8 y 10,8 mm<sup>55,211,212,217,218</sup>. Esta enorme variabilidad en el diámetro A no sólo se aprecia entre las diferentes cócleas de un mismo estudio, sino también entre los diferentes estudios. Debido a los diferentes métodos de análisis, los puntos de referencia no siempre son exactamente los mismos, y se pueden encontrar variaciones del diámetro A de hasta 2 mm entre las diferentes publicaciones (tabla 28).

**Tabla 28.** Medidas del diámetro A según diferentes estudios.

<b>Autores</b>	<b>Método</b>	<b>Diámetro A mm (media)</b>
Erixon 2013	Moldes plásticos	8,3-9,9 (9,3)
Escudé 2006	Radiología	7,9-10,8 (9,23)
Martínez Monedero 2011	Radiología	6,8-10,3 (8,55)
Franke 2015	Radiología	8,1-10,4 (9,39)
Stakhovskaya 2007	Anatomía	6,9-8,2 (7,55)

A partir del diámetro A, los autores han calculado la longitud de la cóclea mediante diferentes ecuaciones, pero debido a la asimetría y las variaciones individuales en la forma de la cóclea humana, los puntos de referencia generales son difíciles de identificar, y esto puede explicar los distintos resultados obtenidos entre los diferentes autores, con longitudes que oscilan entre 25 y 46 mm, arrollados entre 2,2 y 2,9 espiras (media de 2,6)<sup>62,111,112,114,143,195,219–222</sup>.

En la tabla 29 se aprecia la enorme variabilidad entre los diferentes estudios, e incluso la variabilidad entre las medidas de las mismas cócleas realizadas en dos momentos diferentes<sup>55,132,208,209,211,218,219</sup>.

**Tabla 29.** Medidas de la longitud coclear según diferentes estudios

<b>Autores</b>	<b>Método</b>	<b>CDL mm (media)</b>
Hardy 1938	Histología	25,26-34,46 (31,57)
Escudé 2006	Radiología	30,76-37,41 (34,4)
Sridhar 2006	Histología	30,5-36,87 (33,3)
Stakhovskaya 2007	Histología	30,5-36,87 (33,13)
Erixon 2009	Moldes plásticos	38,6-45,6 (42)
Lee 2010	Histología	25,5-35,1 (30,8)
Erixon 2013	Moldes plásticos	37,6-44,9 (41,2)
Würfel 2014	Radiología	30,8-43,2 (37,9)

Estudios histológicos anteriores demostraron que la longitud de la CDL medida en el OC es significativamente más corta en comparación con la de la PL. El OC se encuentra aproximadamente a 0,5 mm de la PL<sup>220</sup>. El uso de la longitud de la PL puede sobreestimar la profundidad implantable porque la trayectoria para un electrodo recto está en algún lugar entre la PL ósea y el OC debido al diámetro de la guía. Por lo tanto, para conciliar las mediciones de la PL con las del OC, el valor A necesita ser ajustado.

Por otro lado, un tema a tener en cuenta a la hora de medir la longitud de la cóclea es que, debido a la disposición en forma de caracol alrededor del helicotrema, la longitud del OC es mayor que la del GE. Sridhar y cols.<sup>219</sup> observaron una gran variabilidad, con una longitud del OC entre 30.5 y 36.87 mm (media de 33.31 mm), y del GE entre 12.54 y 14.62 mm (media de 13.9 mm), lo que supone una longitud del GE del 40-43% respecto a la del OC. Stakhovskaya encontró resultados similares en las medidas de nueve huesos temporales humanos<sup>218</sup>.

La mayoría de los electrodos contemporáneos, especialmente aquéllos dirigidos a la preservación de los restos auditivos, están diseñados para transcurrir a lo largo de la PL de la cóclea. Pero algunos de los electrodos actuales están diseñados para que los puntos de estimulación queden frente al modiolos, apuntando directamente a las células del GE dentro del canal de Rosenthal. Por ello, la longitud de inserción no debe ser la

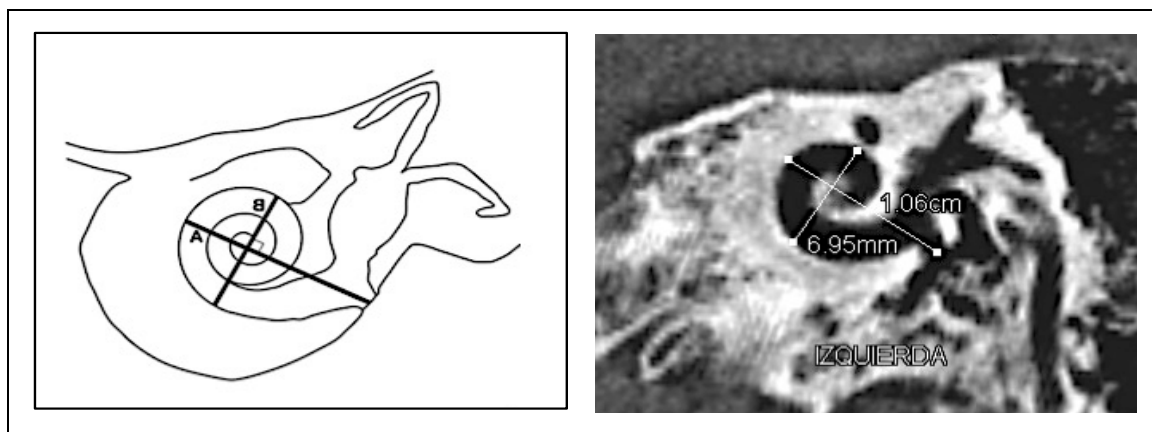
misma si se utiliza un electrodo recto que si se utiliza un electrodo perimodiolar. En este caso, según lo referido, si un electrodo adquiere una posición perimodiolar ideal, probablemente no debería ser insertado más allá de los 15 mm<sup>219</sup>.

Alexiades en 2015 revisó los datos de trece estudios previos de CDL y 2TL, medidos histológicamente o radiográficamente, lo que dio lugar a distribuciones de CDL medidas en el OC y la PL de la cóclea. Utilizando en estos estudios los valores de A, se calcularon CDL (oc) y 2TL (oc) utilizando una nueva ecuación. No hubo diferencias estadísticas entre los datos de Hardy y Lee y la ecuación de Alexiades para las mediciones CDL (oc) ni de 2TL (oc), lo que permitió estimar de manera fiable 2TL y CDL simplemente midiendo una longitud en una imagen reconstruida de tomografía computarizada multiplanar.

La ecuación para calcular la 2TL (oc) sería:  $2TL (oc) = 3,65 (A-1)$

La ecuación para calcular la CDL (oc) sería:  $CDL (oc) = 4,16A - 4$

En el presente estudio, la medida del diámetro A de la cóclea se realizó a partir de una imagen obtenida radiológicamente mediante un DynaCT. La imagen se adquiere como una tomografía computarizada con detector de panel plano realizada en un sistema de angiógrafo monoplano. El volumen adquirido es una variación de alta calidad de una CBCT (figura 37).



**Figura 37.** Sistema de medida de las distancias A y B. Izquierda: medida según Escudé. Derecha: medida realizada en el presente estudio mediante el DynaCT

La medida de las distancias A y B se realizó según el método descrito por Escudé<sup>55</sup>, siendo la medida A la medida más larga desde el centro de la VR, a través del eje del modiollo, hasta la PL, y la medida B la mayor medida perpendicular a A (figura 37).

La distancia A osciló entre 9,2 y 10,2 mm, con una media de 9,75 mm. Todas las mediciones fueron realizadas por el mismo radiólogo, con el fin de evitar la posible variabilidad interpersonal.

La 2TL y la CDL fueron calculadas mediante las ecuaciones de Alexiades. Mediante esta ecuación, la 2TL osciló entre 30,19 y 33,58 mm, media de 32,04 mm. La CDL osciló entre 34,56 y 38,85 mm, media de 36,72 mm.

El diámetro A es la medida habitualmente utilizada para evaluar la longitud coclear previa a la cirugía de IC, y esta medida debe ser tomada en cuenta a la hora de valorar la guía de electrodos a utilizar y la cobertura coclear deseada en un paciente que va a ser sometido a una cirugía de IC.

Los estudios de microdissección realizados por Wright y Roland<sup>220</sup> mostraron una variabilidad significativa en la región apical de la cóclea. Para disminuir la probabilidad de trauma en la región apical, los autores consideran que 2TL es la medida ideal de cobertura coclear y minimiza el traumatismo intracoclear. Esta medida puede ser utilizada como criterio para la selección del electrodo a utilizar.

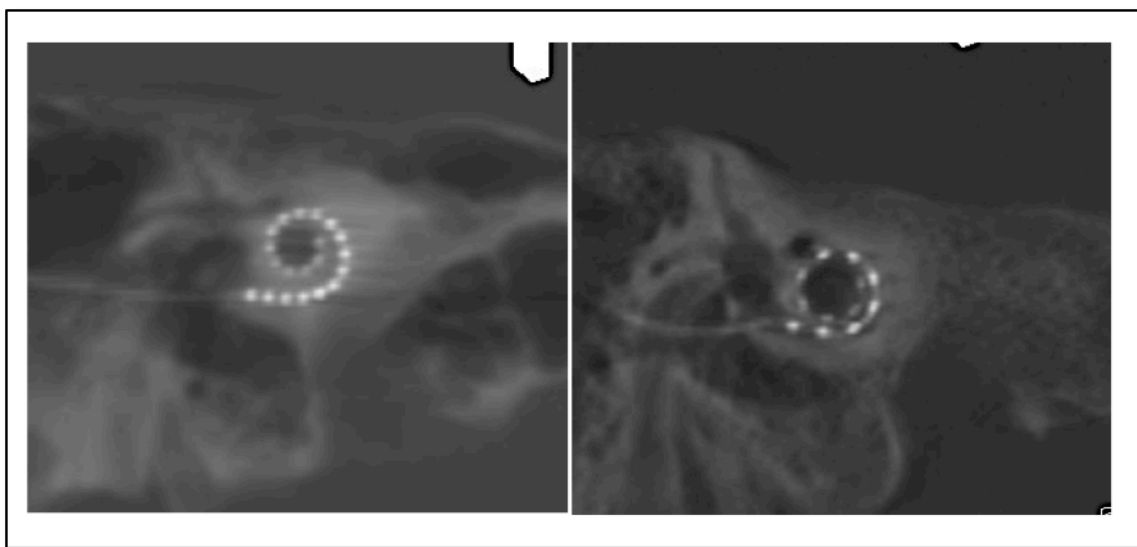
### **6.2.2.- Técnicas de imagen posquirúrgicas: medidas de inserción y datos del daño coclear**

El estudio radiológico con CT convencional es fundamental antes de la cirugía para determinar las relaciones anatómicas del oído medio y la mastoidea, la anatomía y las medidas de la cóclea, el curso del nervio facial y la disposición de la VR. Sin embargo, tras la cirugía, el metal del electrodo provoca muchos artefactos que impiden la correcta visualización del electrodo. La ventaja del CBCT sobre la TC convencional es el voxel isotrópico y la mayor resolución espacial, que son fundamentales para identificar con precisión la posición del electrodo. Los sistemas CBCT también tienen el potencial de ser móviles y relativamente baratos. Sin embargo, las estructuras finas de la cóclea, que son puntos de referencia críticos para identificar la posición intracoclear de las guías de electrodos, son difíciles de visualizar. De hecho, existen estudios en los que

varios radiólogos difieren a la hora de confirmar la localización escalar<sup>56</sup>. La utilización de un microCT permite observar las finas estructuras cocleares, incluyendo la membrana de Reissner, estría vascular, ligamento espiral, membrana basilar, lámina espiral ósea, y el canal de Rosenthal, con imágenes de alta calidad que puedan verificar la localización escalar de la guía de electrodos<sup>214</sup>. Desgraciadamente, no es una técnica al alcance de todos y los estudios radiológicos posquirúrgicos se realizan habitualmente con CBCT o similares. En el presente trabajo, los estudios con DynaCT permitieron valorar los datos de inserción del electrodo con gran fiabilidad, pero, como en la literatura, ésta fue algo menor para la localización escalar.

#### 6.2.2.1.- Medidas de inserción: longitud de inserción (LID), ángulo de inserción (IDA), porcentaje de cobertura coclear, mapa de frecuencias

Tras la cirugía, los estudios radiológicos permiten, a partir de una única imagen, valorar el ángulo de profundidad de inserción del electrodo (IDA) y la longitud total insertada (LID) (figura 38). En base a estos datos y a las medidas anatómicas de la cóclea obtenidas previamente, se puede determinar el porcentaje de cobertura coclear y el mapa de frecuencias cubierto por la guía de electrodos.



**Figura 38.** Imágenes de DynaCT de la guía de electrodos insertada en la cóclea

La compañía Med-el dispone de un software en el que tras introducir los datos de medida A, la vía de acceso, el electrodo utilizado y la LID, calcula el ángulo de inserción, el porcentaje de cóclea cubierta por el electrodo y el mapa de frecuencias.

En las figuras 22, 23 y 24 se aprecia como en los pacientes incluidos en el presente estudio, una inserción más profunda no se relacionó con peor preservación de restos auditivos. Más bien al contrario, los mayores porcentajes de preservación, tanto de THP como de LFHP, se consiguieron con inserciones más profundas.

En los pacientes intervenidos con TP y que consiguieron una LFHP completa, la inserción osciló entre 577,1 y 633,7 grados, con un porcentaje de cobertura de la cóclea entre el 68,4 y 77,6%, y una frecuencia estimada de alcance de 800-340 Hz (tabla 24 ).

En los pacientes intervenidos con TP y que consiguieron una THP completa, la inserción osciló entre 568 y 633,7 grados, con un porcentaje de cobertura de la cóclea entre el 72,7 y 77,6%, y una frecuencia estimada de alcance de 590-340 Hz.

Algo similar se aprecia en las figuras 23 y 24 con la LID y el porcentaje de cobertura coclear. Los mejores porcentajes de preservación, tanto de THP como de LFHP, se consiguieron con inserciones cercanas a los 28 mm y cobertura coclear cercana al 75%.

Entre los pacientes intervenidos mediante TP, sólo uno de ellos fue intervenido con una guía Med-el Flex Soft. Dicho paciente consiguió una HP completa con una inserción de 27,3 mm y una cobertura coclear del 75,8%, estimando una frecuencia de alcance entre 490 y 340 Hz.

En el resto de los pacientes intervenidos mediante TP se utilizó la guía de electrodos Med-el Flex 28. Entre estos pacientes, aquéllos que mantuvieron una preservación completa de los restos auditivos previos a la cirugía tuvieron un IDA de entre 560,8 y 633,7 grados y una LID de entre 25,7 y 27,9 mm, con un porcentaje de cobertura coclear del 68,4- 77,6%.

En los pacientes con restos auditivos candidatos a EAS, la literatura aconseja no sobrepasar los 20 mm de inserción, que equivale a unos 360 grados y una frecuencia estimada de alcance de 1000 Hz<sup>46,67,91,92,111,129,221</sup>. Pero la preservación de la audición también es posible con la inserción completa de un electrodo de longitud estándar<sup>49,51,52,86</sup>.

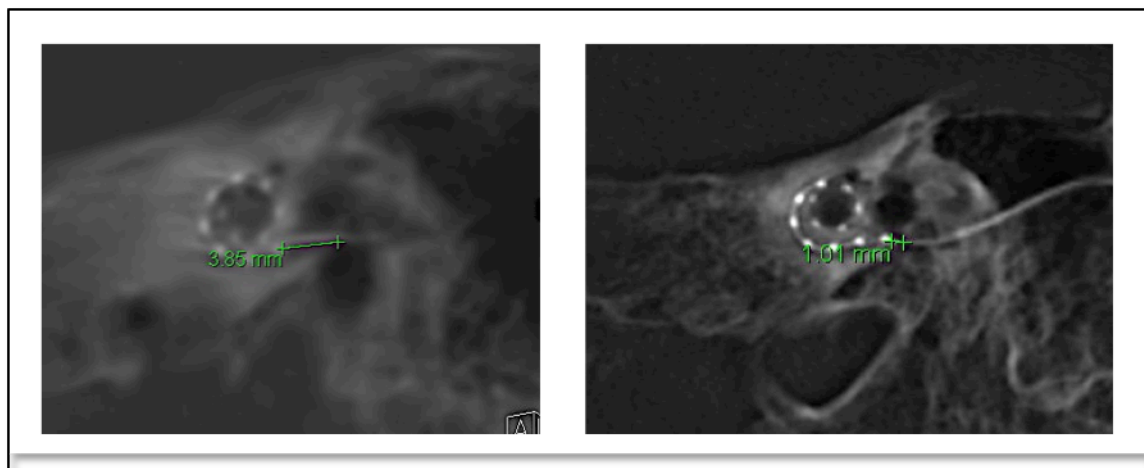
Los electrodos cortos deben indicarse en casos de audición preoperatoria estable. Pero la HNS es habitualmente progresiva y, en el resto de los pacientes, la preservación de la audición residual se debe intentar con la inserción de un electrodo de longitud

estándar, con el fin de anticiparse a una HNS secundaria o a una progresión de la enfermedad. La ventaja de utilizar electrodos estándar es la posibilidad de estimular la cóclea distal si la pérdida auditiva progresa tras la cirugía. La audición residual conservada significa un daño mínimo y una cóclea de mejor calidad.

Los resultados del presente estudio avalan la posibilidad de preservación de restos auditivos con guías de electrodos de mayor longitud diseñadas para una cobertura coclear completa atraumática.

#### 6.2.2.1.1- Longitud de inserción (LID)

Para determinar la LID, a partir de la imagen radiológica posquirúrgica obtenida para medir los grados de inserción del electrodo se mide la distancia entre la VR y el primer contacto basal del electrodo. La LID final es así la suma de dicha distancia y la distancia entre el electrodo más basal y el extremo apical de la guía. En el caso de una inserción parcial, a la longitud conocida de la guía de electrodos se resta la distancia entre la VR y el contacto localizado más externo a la VR (figura 39 y tabla 30)



**Figura 39.** Imágenes de DynaCT con la distancia entre la VR y el primer contacto basal del electrodo.

En el presente estudio, la LID osciló entre 21,50 y 30,90 mm, que fue a su vez la LID mayor y menor conseguida con el electrodo Med-el Standard. La LID osciló entre 22,60 y 26,50 mm para la guía Digisonic SP, y entre 22,40 y 28,25 mm para la guía Med-el Flex 28. En el único paciente intervenido con una guía Med-el FlexSoft, la LID fue de 27,30 mm.



**Tabla 30.** Medidas de las diferentes guías de electrodos utilizadas

	Longitud total (mm)	Longitud desde el electrodo basal (mm)
Med-el Standard	31,5	$26,4 + 1,2 = 27,6$
Med-el Flex Soft	31,5	$26,4 + 1,2 = 27,6$
Med-el Flex 28	28	$23,1 + 1,1 = 24,2$
Oticon Digisonic SP	26	$25 + 1,1 = 26,1$

En los pacientes incluidos en el estudio, las dos primeras vueltas (2TL) de la cóclea oscilaron entre 30,19 y 33,58 mm, media de 32,04 mm. La LID se aproximó a este límite pero en ningún caso lo sobrepasó, como aconseja la literatura<sup>57</sup>. Se considera que la máxima inserción del electrodo no debe superar este límite debido a la estrechez anatómica a partir de este punto (tabla 24).

En los pacientes intervenidos con TP y que consiguieron una LFHP y THP completa, la LID osciló entre 25,2 y 27,95 mm, todos ellos con inserción completa de la guía de electrodos. Una inserción más profunda no se relacionó con peor preservación de restos auditivos. Más bien al contrario, los mejores porcentajes de preservación de restos auditivos se consiguieron con inserciones cercanas a los 28 mm (tabla 24 y figura 23).

#### 6.2.2.1.2- Ángulo de inserción (IDA)

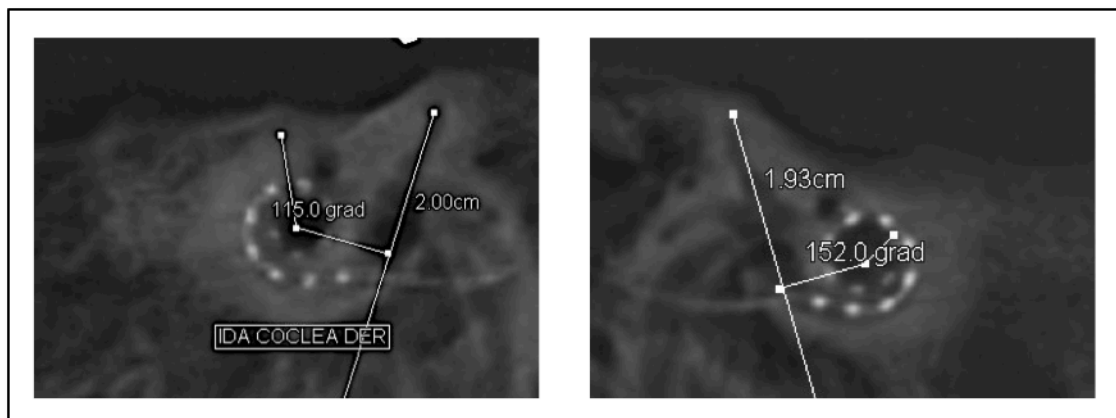
Diversos estudios dirigidos a investigar la posición de diferentes guías de electrodos confirman que el tamaño de la cóclea influye en el IDA<sup>55,222,223</sup>. La profundidad de inserción angular es útil para describir qué porcentaje de la cóclea está cubierta por el electrodo o en qué frecuencia está localizado un contacto de la guía de electrodos. Informar sobre el ángulo de inserción de un electrodo de longitud específica en una cóclea después de la cirugía tiene la ventaja de localizar la ubicación de los contactos en la cóclea. La espira basal tiene siempre 360 grados, independientemente de la profundidad de inserción del electrodo; sin embargo, como ya hemos visto, la longitud de espira basal puede variar<sup>211,57,224</sup>.

La literatura aconseja no sobrepasar las dos primeras vueltas, lo que equivale a los 720 grados<sup>57</sup>. En el presente estudio el IDA osciló entre 340 y 673,5°. Los mayores porcentajes de HP se consiguieron con inserciones cercanas a los 600° (tabla 24 y figura 22).

Se considera que la máxima inserción del electrodo no debe superar este límite debido a la estrechez anatómica a partir de este punto.

Para cada tipo de electrodo, las profundidades de inserción medidas corresponden a un intervalo de ángulo específico. Los valores absolutos de los ángulos aumentan con la longitud de las guías. Esta observación es consistente con la suposición de que un electrodo más largo penetra más profundamente en la cóclea. Sin embargo, existe una gran variación en el IDA para una misma longitud de electrodo, atribuible a las variaciones en las dimensiones de la cóclea, así como de la posición de la guía de electrodos dentro de la ET (perimodiolar, mid scala, o lateral)<sup>225</sup>.

En el presente estudio, la medida del ángulo de inserción se realizó de acuerdo con el método de Xu (Xu 2000) a partir de una reconstrucción con el Dyna CT (figura 40).



**Figura 40.** Medida de los grados de inserción

Del mismo modo, en el caso de los pacientes intervenidos con un electrodo Med-el, se realizó también la medida del ángulo de inserción con el software de Med-el, introduciendo los datos de diámetro A, longitud del electrodo utilizado y LID final. La coincidencia entre los datos de grados de inserción realizados manualmente por el radiólogo mediante el método de Xu y los resultados del software de Med-el resultaron coincidentes en un 95%.

En el presente estudio una inserción completa de la guía Med-el Standard sólo se alcanzó en 2 de los 8 pacientes intervenidos con esta guía. En estos dos pacientes, los grados de inserción fueron 673,5 y 667,1 grados respectivamente. Esto estaría en concordancia con los datos de IDA referidos para esta guía de electrodos por Franke (595–661°, media 587°)<sup>226</sup> y De Seta (510-880°, media 643°)<sup>192</sup>, y sería mayor que los aportados por Radeloff (540-630°, media 563°)<sup>225</sup>. En ninguno de los pacientes intervenidos con la guía Med-el Flex Standard se realizó TP, a pesar de lo cual algunos de ellos, con una inserción parcial de la guía, tuvieron una HP parcial (tabla 24).

El único paciente intervenido con la guía de electrodos Med-el Flex Soft, de longitud similar a la Flex Standard pero más fina y flexible, consiguió una HP completa con una inserción completa de la guía, de 593,8 grados.

En el caso de la guía Oticon Digisonic SP, la inserción osciló entre 396,1 y 515,5 grados. Fue completa en 1 de los 3 pacientes intervenidos con esta guía. En ninguno de los pacientes intervenidos con dicha guía se realizó TP, y en todos ellos la HP fue sólo parcial o mínima.

La guía Flex28 es una guía atraumática diseñada para conseguir una cobertura coclear completa. En el presente estudio, se consiguió una inserción completa en 12 de los 13 pacientes, con un ángulo de inserción que varió entre 493 y 633,7 grados.

La profundidad de inserción de una guía de longitud concreta disminuye al aumentar el tamaño de la cóclea. Franke, en un estudio con todas las guías de Med-el, encontró una correlación negativa entre el ángulo de la profundidad de inserción y el diámetro de la espira basal<sup>223</sup> y una correlación positiva entre el ángulo de profundidad de inserción y la LID. A la misma conclusión llegaron también otros autores<sup>192,217</sup>.

Estos mismos hallazgos aparecen en el presente estudio al comparar pacientes con una LID similar. Los pacientes 19 y 20 tienen ambos una LID de 27,3 mm, pero en uno de ellos el diámetro A era de 10,2 mm y el IDA fue de 581,4 grados; en el otro paciente el diámetro A era menor, 9,6 mm, y el IDA fue mayor, 633 grados (tablas 23 y 24).

#### 6.2.2.1.3.- Porcentaje de cobertura de la cóclea

A partir de los datos obtenidos radiológicamente de diámetro A, longitud coclear, LID e IDA, es posible calcular el porcentaje de cobertura coclear. Mediante el software facilitado por Med-el<sup>®</sup>, introduciendo los datos previos de medida A, vía de

acceso, electrodo utilizado y LID, fue posible calcular el porcentaje de cóclea cubierta por el electrodo.

En la figura 24 se aprecia cómo los mejores porcentajes de preservación, tanto de THP como de LFHP, se consiguieron con un porcentaje de cobertura coclear cercana al 75%.

En los pacientes intervenidos con TP y que consiguieron una LFHP completa, el porcentaje de cobertura de la cóclea osciló entre el 68,4 y el 77,6%, (tabla 24).

En los pacientes intervenidos con TP y que consiguieron una THP completa, el un porcentaje de cobertura de la cóclea osciló entre el 72,7 y 77,6% (tabla 24).

#### *6.2.2.1.4.- Estimación del mapa de frecuencias*

Greenwood propuso la siguiente ecuación para la determinación de las frecuencias a lo largo del OC:

$$F = A * (10^{ax} - k)$$

donde “F” es la frecuencia y “x” es la posición en la membrana basilar.

Coefficientes para la cóclea humana:

$$A = 165.4$$

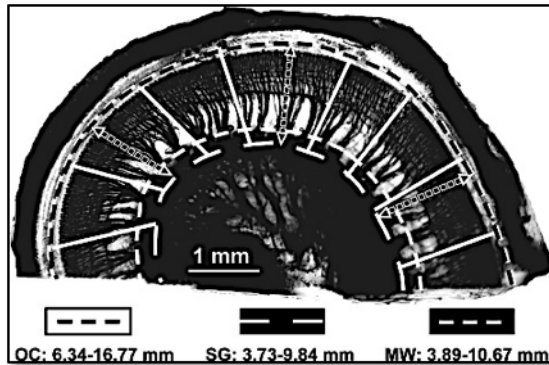
$$a = 2,1 \text{ (si “x” se expresa en porcentaje de la longitud total de la membrana basilar)}$$

$$k = 0,88^{166}.$$

La ecuación de la posición de frecuencias de Greenwood se utiliza habitualmente para determinar los puntos de estimulación de las frecuencias representadas por los electrodos del IC, asumiendo que cada ancho de banda se corresponde con una localización constante en la MB. Pero, además de la gran variabilidad en la longitud de la cóclea humana, en la base y en el ápex la longitud del GE es significativamente menor que la del OC, y se encuentra en un rango entre el 40 y el 43% de la del OC. Las fibras radiales del nervio toman un curso tangencial en el modiolos que resulta en un potencial desplazamiento entre los mapas de frecuencias del OC y del GE<sup>218</sup> (figura 41).

En base a estos hallazgos, es comprensible que en la cóclea, mientras la distancia que corresponde a un determinado ancho de banda se supone que es constante a lo largo del OC, en el GE varía significativamente a lo largo de la espiral, y particularmente en la zona apical<sup>218</sup>.

Por otra parte, en un estudio en temporales humanos se apreció la ausencia de somas celulares en el ganglio espiral en la zona directamente radial al 2% del área más basal y al 11% más apical del órgano de Corti, en promedio<sup>219</sup>.



**Figura 41.** Imagen digital de la espira basal. La línea punteada negra define la longitud OC. Las líneas radiales punteadas indican donde se prepararon secciones radiales para examinar el SG y para medir las distancias desde el OC hasta el SG y MW. Las líneas discontinuas blancas representan el GE (línea interna), y la pared modiolar (línea externa). Tomado de Stakhovskaya y cols<sup>218</sup>

Estos datos sugieren que un electrodo de la misma longitud podría llegar a diferentes frecuencias características dependiendo de su localización en la pared medial o lateral de la rampa timpánica. Sin embargo, las mediciones de la distancia en porcentaje de las longitudes del OC y del GE necesarias para alcanzar determinados ángulos de rotación a lo largo de la cóclea presentan significativamente menos variabilidad interindividual que las distancias absolutas en milímetros<sup>218</sup>. Debido a que la ecuación de Greenwood asigna las frecuencias en base a distancias proporcionales a lo largo del OC, la limitada variabilidad en estos datos sugiere que la estimación de la frecuencia versus el ángulo de rotación puede ser relativamente constante en cócleas de cualquier tamaño.

Stakhovskaya et al.<sup>218</sup>, correlacionando las frecuencias a lo largo del OC con diferentes ángulos de giro desde el margen posterior de la VR, estableció un mapa de frecuencias aproximado tanto a nivel del OC como del GE (tabla 31).

La mayoría de los electrodos actualmente utilizados, especialmente aquéllos diseñados para favorecer la preservación de restos auditivos, tienen una disposición a lo largo de la pared lateral de la cóclea, y el mapa de frecuencias se supone que es similar al OC. Este tipo de diseño debería teóricamente ser beneficioso en el aumento de la selectividad espectral<sup>165</sup>.

**Tabla 31.** Frecuencias a nivel del OC y del GE en diferentes ángulos de rotación. Tomado de Stakhovskaya y cols<sup>218</sup>

Ángulo de rotación desde la VR	OC frecuencia media	OC rango de frecuencias	GE frecuencia media	GE rango de frecuencias
0°	17,857	17,623–18,120	17,225	14,734–20,677
90°	6,501	5,867–7,253	6,193	5,111–7,132
180°	3,239	2,812–3,567	3,174	2,700–3,496
270°	1,659	1,460–1,906	1,539	1,381–1,832
360°	920	809–1,063	785	676–916
450°	601	531–699	550	444–699
540°	407	331–462	366	283–400
630°	263	208–302	215	170–262
720°	152	93–184	58	20–172
810°	86	63–108		
900°	44	20–61		
990°	27	20–39		

En la tabla 32 se muestran los pacientes incluidos en el estudio en los que se realizó TP y se consiguió una HP completa o parcial, todos ellos intervenidos con guías de electrodos de pared lateral, con el IDA, el porcentaje de cobertura coclear y la frecuencia estimada de alcance, según el software de Med-el y según el mapa de frecuencias establecido por Stakhovskaya. En todos los pacientes se superó la frecuencia de 1000 Hz. Según el software de Med-el, osciló entre 340 y 800 Hz. Según Stakhovskaya la frecuencia alcanzada fue incluso mejor, entre 200 y 600 Hz.

**Tabla 32.** Frecuencia estimada de alcance en los pacientes con HP completa o parcial

	Guía de electrodos	LFHP/THP (*)	IDA (grados)	Cobertura (%)	Frecuencia alcanzada Med-el (Hz)	Frecuencia Alcanzada Stakhovskaya (Hz)
13	Med-el Flex28	C/P	577,1	68,4	590-800	200-460
14	Med-el FlexSoft	C/C	593,8	75,8	340-490	200-460
15	Med-el Flex28	P/P	456,3	64,6	600-800	530-600
16	Med-el Flex28	C/C	578,6	73	± 430	200-460
17	Med-el Flex28	C/C	582,5	75,2	380-540	200-460
18	Med-el Flex28	C/C	633,7	77,6	380-540	200-300
21	Med-el Flex28	C/C	560,8	73,3	420-590	200-460
22	Med-el Flex28	C/C	568,0	72,7	420-590	200-460
24	Med-el Flex28	P/P	576,2	73,1	340-490	200-460
25	Med-el Flex28	C/P	573,3	72,3	340-490	200-460

(\*) C: completa; P: parcial

Los resultados del presente estudio avalan la posibilidad de preservación de restos auditivos con guías de electrodos de longitud estándar, diseñadas para una cobertura coclear completa atraumática, consiguiendo una LID, un IDA y un porcentaje de cobertura coclear que sobrepasan ampliamente lo aconsejado por la literatura para los pacientes con restos auditivos candidatos a EAS (20 mm de inserción, que equivale a unos 360 grados y una frecuencia estimada de alcance de 1000 Hz)<sup>46,67,91,92,111,129,221</sup>.

#### 6.2.2.2- Técnicas de imagen posquirúrgicas. Valoración del daño coclear

Es importante tener en cuenta que cualquier cantidad de audición residual presente inmediatamente después de la cirugía supone que el electrodo está correctamente colocado en la RT y no se ha trasladado a la RV a través de rupturas y fracturas de las estructuras que separan las escalas. La anatomía endococlear debe estar intacta.

La luz coclear muestra una trayectoria en espiral no continua que conduce a puntos potenciales de presión durante la implantación coclear en la MB en la región de 180 a 225 grados (12-14 mm) y 725 grados (22-26 mm) y en el suelo de la RT alrededor de 0 a 90 , 225 a 270 y 405 a 450 grados<sup>227</sup>.

El trauma de inserción en la cirugía de IC es un temido riesgo quirúrgico, que puede causar degeneración neural y alteración del rendimiento del implante. En la literatura se describe que el trauma de inserción ocurre en lugares específicos. El trauma en la base se ha relacionado con la técnica quirúrgica, mientras que un desajuste en el tamaño de la guía de electrodos y el volumen de la RT podría causar trauma en los niveles superiores<sup>227,228</sup>.

La flexibilidad de la guía de electrodos está influenciada por la densidad de la silicona, la forma y separación entre los electrodos, el número de cables de conexión, la forma rectilínea u ondulada de los cables de conexión y el diámetro de la guía. Por ello, las diferentes casas comerciales han diseñado electrodos más finos, flexibles y rectos con el fin de preservar los restos auditivos. Algunos diseños de electrodos han incorporado rigidez vertical del portaelectrodos, mientras que los movimientos horizontales se mantienen más flexibles. De esta manera, se reduce la excursión hacia arriba de la guía de electrodos.

La incidencia de dislocación oscila en general entre el 11 y el 30% según los estudios<sup>56,100,119</sup>.

Hay varios factores que podrían explicar esta diferencia. En primer lugar, el diseño del electrodo es importante. Una guía de electrodos curva es más rígida que una guía recta. Por lo tanto, la guía precurvada induce fuerzas de fricción más altas en las estructuras intracocleares durante su inserción<sup>138</sup>.

La literatura confirma que algunos electrodos preformados insertados a través de una cocleostomía se traslocan alrededor del 50% de las ocasiones. La traslocación puede ocurrir incluso en manos de los mejores cirujanos.

A medida que se inserta una guía de electrodos recta, tenderá a seguir la pared lateral de la RT gran parte del tiempo. En algunos puntos, también puede entrar en contacto con la superficie superior de la RT, es decir, la vecindad de la MB, o con el suelo de la RT, pero es presumiblemente menos probable que impacte la pared medial. Puede haber irregularidades a lo largo de cualquiera de estas superficies, pero parece lógico asumir que el traumatismo significativo es más probable como resultado del contacto con la MB, donde la rotura de la membrana y / o la salida del electrodo de la RT tendrán consecuencias importantes.

Boyer en 2015 describió que en un grupo de pacientes intervenidos con electrodo precurvado, la guía cruzó de la RT a la RV aproximadamente a los 180 grados de ángulo de inserción, lo que corresponde a la parte ascendente de la espira basal de la cóclea<sup>56</sup>. Esta zona ha sido descrita como una "zona sensible" en otros estudios<sup>61,182</sup>. Se corresponde con el punto de más baja resistencia de la membrana basilar o el punto donde la fuerza de la guía de electrodos en la inserción es el más alto. Anatómicamente, esta zona se corresponde con un estrechamiento de la RT y un ensanchamiento de la RV<sup>228</sup>. En el grupo de electrodos rectos, la guía cruzó la membrana en un IDA de aproximadamente 730 grados. Esta área se correspondió con el final de la segunda vuelta de la cóclea y el comienzo de la vuelta apical donde se describe un punto de presión<sup>227</sup>.

Los estudios de huesos temporales y las medidas de fuerza de inserción en modelos experimentales tienen un valor limitado pero importante para demostrar el comportamiento previo a la comercialización de un nuevo diseño de los electrodos. No pueden, sin embargo, reemplazar la evaluación posterior a la comercialización: la preservación de la audición residual, los VEMP y las pruebas de imagen, para evaluar la ubicación final del electrodo.



De reciente interés en todo el mundo ha sido conseguir imágenes posoperatorias capaces de demostrar la correcta posición del electrodo en la RT después de la inserción<sup>75,229</sup>.

El CBCT ha demostrado en diversos estudios de huesos temporales que detecta de manera eficaz la posición intracoclear de la guía de electrodos, al tiempo que reduce la cantidad de artefactos de metal, la dosis de radiación, el tiempo de adquisición de imagen, y el coste del examen en comparación con las imágenes de TC de alta resolución<sup>56,214,215</sup>.

La utilización de un microCT permite observar las finas estructuras cocleares, incluyendo la membrana de Reissner, la estría vascular, el ligamento espiral, la MB, el limbo espiral, la lámina espiral ósea, y el canal de Rosenthal, con imágenes de alta calidad que pueden verificar con alta resolución la localización escalar de la guía de electrodos<sup>214,227</sup>. Desgraciadamente, no es una técnica al alcance de todos.

Cuando las imágenes del CBCT son valoradas por varios neuroradiólogos, las medidas de A, B y del IDA habitualmente son coincidentes. La evaluación de las dislocaciones es relativamente fácil en la espira basal, pero los neuroradiólogos en ocasiones no se ponen de acuerdo en el análisis de la segunda vuelta de la cóclea y en el ápex, debido a la reducción progresiva del diámetro de la espira y la proximidad de la guía<sup>56</sup>. La mayoría de los autores coinciden en que la localización precisa de la guía de electrodos sólo se puede obtener en la espira basal de la cóclea y disminuye a lo largo de las espiras media y apical, especialmente a partir de los 360 grados de IDA<sup>56,106,215,230</sup>.

En el presente estudio, las imágenes radiológicas recogidas mediante DynaCT permitieron una clara valoración del diámetro A, el IDA y la LID. Sin embargo, como ocurre en la mayoría de los estudios presentes en la literatura, la evaluación de la dislocación no siempre es fácil. Por ello, los datos del estudio deben ser valorados con prudencia.

Se definió una dislocación como el desplazamiento de la guía de electrodos de la RT a la RV. El sitio de dislocación se evaluó en las reconstrucciones sagital y oblicua axial como se describe por Lecerf y cols<sup>56,59</sup>. La posición de la guía de electrodos se determinó con referencia a su posición dentro de la cóclea. Una posición posterior (en reconstrucción oblicua sagital), correspondiente a una posición inferior en la cóclea, se consideró una localización en la RT. Una posición anterior (en la reconstrucción oblicua

sagital), correspondiente a una posición superior en la cóclea, se consideró una localización en la RV.

Según las anteriores indicaciones, todos los electrodos excepto tres estaban correctamente colocados en la RT de la cóclea. En dos casos se apreció una dislocación de los electrodos basales. En ambos la inserción del electrodo se había realizado a través de CO. Uno de los pacientes fue intervenido con un electrodo Med-el Standard y no preservó restos auditivos ; el otro paciente fue intervenido con un electrodo Med-el Flex 28 y tuvo una preservación parcial. En un tercer paciente se observó una dudosa dislocación a nivel apical (figura 25).

### 6.3.- Evaluación histológica del daño coclear

Los cambios intracocleares tras la inserción del electrodo pueden ser iniciales o retardados. El trauma intracoclear inicial puede producir desde una simple elevación de la MB, pasando por la ruptura de la misma, hasta un traumatismo severo con fractura de la lámina espiral ósea o del modiollo o desgarró de la estría vascular<sup>61</sup>.

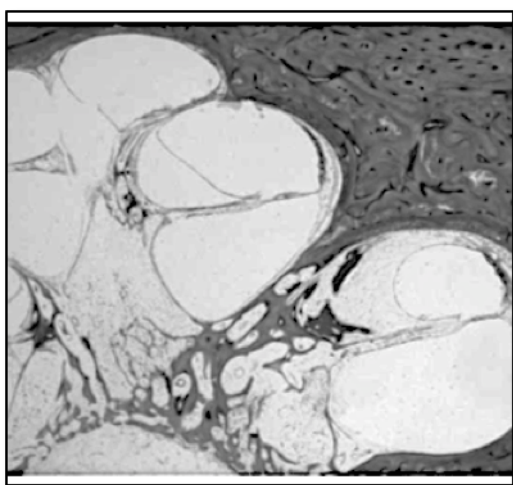
Con el tiempo, los hallazgos histológicos incluyen fibrosis secundaria y neoformación ósea, así como hidrops endolinfático en la porción ascendente de la espira basal<sup>105</sup>, especialmente cuando la CO afecta a la RV<sup>104</sup>. Todo ello puede explicar la situación de algunos pacientes que inicialmente preservan su audición residual pero posteriormente sufren una pérdida progresiva de la misma.

Algunos estudios realizados en animales con hipoacusia retardada post-implantación, no encontraron reducción significativa de las CCI ni las CCE, ni del número de neuronas del GE, en comparación con animales que preservaron la audición<sup>231,232</sup>. El grado de hipoacusia se correlacionó claramente con la reducción de la densidad de la estría vascular y la presencia de osificación alrededor del electrodo<sup>232</sup>.

Los estudios más recientes en temporales humanos corroboran esta idea. Recientemente se ha publicado un estudio de un paciente que había recibido un IC híbrido. A las 18 semanas de la cirugía tuvo una pérdida auditiva neurosensorial profunda en el oído operado, con pérdida de la audición residual. Murió 7 años más tarde debido a causas no relacionadas. El electrodo estaba insertado a través de una pequeña CO y estaba correctamente colocado en la RT. Había evidencia de tejido osteofibroso llenando la RT, así como tejido fibroso suelto en la RV en la espira basal de la cóclea. También había evidencia de hidrops endolinfático en el oído implantado. La cuantificación de las neuronas del ganglio espiral del oído implantado no difirió en comparación con el oído no operado. Por lo tanto, es muy probable que la causa de la pérdida de audición retardada 18 semanas después de la cirugía fuera una alteración de los mecanismos cocleares, con aumento de las impedancias, debido a la deposición de tejido osteofibroso<sup>105</sup>.

Otros estudios también corroboran esta idea de que la pérdida de audición retardada no está provocada por la degeneración de las neuronas del GE.

Ishiyama<sup>104</sup>, para entender la causa de la pérdida auditiva retardada tras el IC, realizó recientemente un estudio con huesos temporales humanos. Encontró evidencia histológica de fibrosis secundaria y reacción endóstica con edema endolinfático resultante en todos los casos en los que la CO afectaba a la RV (figura 42). En el mismo estudio se realizó una comparación del número de neuronas del GE del oído implantado y el control no implantado, que no mostraron diferencias estadísticamente significativas. Este hallazgo demostraría que la pérdida de audición retardada en las bajas frecuencias no está causada por la degeneración de las neuronas del GE.



**Figura 42.** Cocleostomía en la RV. Fibrosis e hydrops endolinfático. Tomado de Ishiyama y cols<sup>104</sup>

Sin embargo, otros autores aportan resultados contradictorios. Para que los pacientes con IC puedan tener una buena discriminación del habla es necesario que se mantenga un número suficiente de células ganglionares intactas. Cualquier daño a las estructuras cocleares funcionales del oído interno puede conducir a la degeneración del tejido neural<sup>62</sup>. Los experimentos con animales muestran que el trauma intracoclear, incluso mínimo, puede conducir a una reducción en el número de células ganglionares<sup>233</sup>. La inserción del electrodo en la cóclea generalmente provoca un cierto grado de trauma a la delicada estructura coclear que puede activar varios mecanismos en las células ganglionares, incluyendo necrosis y apoptosis. Un estudio histológico de huesos temporales de pacientes implantados unilateralmente reveló una modesta disminución en el recuento total de células del GE en el oído implantado en comparación con el oído no implantado, lo que indica una degeneración de las células del GE<sup>234</sup>. Estos datos son apoyados por los resultados de un estudio en animales

llevado a cabo que sugiere que el traumatismo provocado por el electrodo genera un estrés oxidativo dentro de los tejidos lesionados cocleares<sup>235</sup>.

Teniendo en cuenta la morfología coclear apical, algunos autores suponen que habrá mayor traumatismo en el caso de inserción profunda más allá de una vuelta (360 ° de inserción) en comparación con la inserción superficial<sup>178</sup>. El resultado del estudio en huesos temporales de Adunka y cols. sugiere que el trauma aumenta con la inserción profunda<sup>47</sup>. Sin embargo, este hallazgo debe ser tratado con cautela, ya que parece que la causa del daño puede no ser la profundidad de inserción en sí, sino más bien el intento contundente para superar el primer punto de resistencia<sup>236</sup>. Histológicamente, este daño es a menudo indistinguible de aquél relacionado con la CO.

La inserción profunda también podría tener efectos beneficiosos. Khan y cols. encontraron una disminución en el recuento total de células del GE en el oído implantado, pero no en aquellos segmentos adyacentes a la guía de electrodos<sup>234</sup>. Este sorprendente hallazgo se explica por la hipótesis de que la degeneración tardía de las células del GE debida al trauma de inserción se inhibió por la estimulación eléctrica de las neuronas inmediatamente adyacentes a los contactos de los electrodos, pero no de las neuronas apicales al electrodo.

Coco y cols. demostraron otro efecto positivo de la estimulación eléctrica sobre las células ganglionares.<sup>237</sup> En un modelo animal, la estimulación eléctrica crónica resultó en un incremento del área de células ganglionares cercanas a los electrodos activos. Los datos sugieren que la estimulación eléctrica previene la disminución de células ganglionares.

En los casos con múltiples cirugías, el daño habitualmente se produce en la primera intervención. La vaina que rodea el electrodo parece permanecer intacta, y tras las sucesivas cirugías no se aprecia una nueva vía de inserción<sup>107</sup>.

La evaluación histológica de los oídos sometidos a cirugía de IC ha sido siempre una herramienta valiosa para el desarrollo futuro de electrodos<sup>238,239</sup>. Sin embargo, dado que las técnicas histológicas convencionales en su mayoría no pueden procesar materiales duros como el cableado de platino-iridio que se encuentra dentro del cuerpo de silastic de las guías, en ocasiones los electrodos tienen que ser eliminados antes del procesamiento del tejido. Algunos métodos de incrustación alternativos utilizando resinas especiales permiten la sección de materiales duros, como los huesos no descalcificados y el cableado de metal. Las muestras pueden ser de este modo

seccionadas y analizadas con el electrodo en su lugar, permitiendo evaluar de forma detallada el traumatismo coclear y la posición del electrodo<sup>240,241</sup>.

La EAS y la cirugía de HP requieren necesariamente el desarrollo de nuevas guías de electrodos atraumáticas. En consecuencia, los diferentes fabricantes comenzaron a proporcionar dispositivos adecuados para los procedimientos de HP<sup>118,242,243</sup>. Los análisis histológicos de estos electrodos en su mayoría revelaron que el traumatismo del hueso temporal humano era mucho menor siempre y cuando la profundidad de inserción se limitara alrededor de una vuelta coclear completa<sup>118</sup>. Implantaciones más profundas demostraron diversos grados de trauma apical<sup>47,240</sup>. Los mecanismos exactos del traumatismo apical aún no se comprenden del todo, pero parecen estar en relación con las dimensiones de la RT y el hecho de que la mayoría de los electrodos antiguos eran demasiado grandes para esta región de la cóclea<sup>244</sup>. Además, la forma de la pared lateral de la RT a menudo hace que el electrodo empuje contra la MB. Este efecto puede comenzar en la espira media, pero parece especialmente importante en las regiones más apicales<sup>47,165</sup>.

Aparte del daño causado por la guía portadora de electrodos, los estudios histológicos también demostraron traumatismos en la base de la cóclea alrededor de la zona de la CO<sup>47,108,129,136</sup>, con ruptura de la MB y de la lámina espiral ósea. En investigaciones posteriores, el daño basal pareció estar directamente relacionado con el lugar de la CO, más que con el diseño del electrodo<sup>129,130</sup>. El descubrimiento de un traumatismo basal llevó a varios investigadores a buscar la causa entre los diferentes lugares y técnicas donde realizar la CO<sup>130,136</sup>. Como resultado, algunos estudios llevaron a un renacimiento de la VR como una posible mejor vía de entrada a la cóclea<sup>107,116,133</sup>. En concreto, la propia VR ofrece varias ventajas sobre la CO promontorial. En primer lugar, la RT siempre termina en la VR, por lo que la membrana de la VR es un punto de referencia seguro para la RT<sup>116</sup>. Además, la VR a menudo está dispuesta en una posición anatómica adecuada para la implantación directa de la guía de electrodos<sup>116,130,245</sup>. Estas condiciones favorables incluyen un diámetro y una orientación adecuados, en ocasiones una vez que el reborde óseo se ha eliminado correctamente. Con todo ello, se comenzaron a publicar numerosos estudios clínicos, demostrando la viabilidad práctica de las implantaciones a través de la VR<sup>83</sup>. A estos datos clínicos se añadieron datos experimentales de estudios en huesos temporales humanos que demostraron la ausencia de daño basal utilizando las guías de electrodos flexibles, como el electrodo Flex EAS (Med-el)<sup>118</sup> o el Hybrid- L (Cochlear)<sup>178</sup>.

Los datos sugieren fuertemente que la inserción por CO y los trastornos secundarios del endostio tienen más probabilidad de conducir a fibrosis de la RV y edema endolinfático. Existe evidencia histopatológica de que la reacción fibroósea se inicia a partir del lugar de la CO. Dado que el hidrops endolinfático provoca HNS de bajas frecuencias, es posible que el edema endolinfático secundario causado por la obstrucción del ductus reuniens sea la causa de la pérdida de audición inicialmente conservada en las frecuencias bajas tras la implantación coclear<sup>104</sup>.

En resumen, a partir de los estudios histológicos de inserción en hueso temporal, se pueden sacar las siguientes conclusiones generales:

- La inserción de hasta 1 vuelta completa (360°) es, habitualmente, no traumática, cuando se utilizan técnicas de CO correctas y guías de electrodos flexibles.
- Las inserciones más allá de este límite pueden ser significativamente más traumáticas.
- Las nuevas guías de electrodos flexibles y más pequeñas, especialmente diseñadas para EAS, son capaces de reducir considerablemente el daño intracoclear.
- Se debe evitar la CO sobre la convexidad del promontorio; en su lugar, la inserción del electrodo debe realizarse ya sea a través de la propia membrana de la VR o a través de una CO junto a la VR.
- Cuando se utiliza una CO junto a la VR, el cirujano debe usar una ubicación inferior y ligeramente anterior respecto a la membrana de la VR.

Los experimentos histológicos en el hueso temporal humano han sido fundamentales en el desarrollo de mejores guías de electrodos para la cirugía de HP. Además, los estudios del hueso temporal también han contribuido a modificar las técnicas de CO existentes, así como el abordaje a través de la VR, y adaptarlos a las necesidades de conservación de la audición. Sin embargo, los resultados de los estudios actuales de HP sugieren que es necesario llegar a un equilibrio entre la profundidad de inserción y el grado de daño producido por la inserción del electrodo.





#### **6.4.- Evaluación del daño coclear mediante el estudio de la función vestibular**

Desde hace tiempo se sabe que la implantación coclear puede causar pérdida de la audición residual y de la función vestibular. La conservación de la función vestibular es importante, en especial para la implantación coclear bilateral. La disfunción de la mácula del sáculo, probablemente como resultado del trauma de inserción del electrodo, puede causar mareos crónicos después de la implantación coclear<sup>63</sup>.

Diferentes profundidades de inserción puede causar diversos grados de trauma intracoclear en la región apical de la cóclea, pero los grados de inserción no siempre se correlacionan con la pérdida de función vestibular, si tenemos en cuenta la realización de una técnica atraumática<sup>246</sup>.

Los VEMP (vestibular evoked myogenic potential) y las pruebas calóricas pueden darnos una idea del daño producido a las estructuras cocleares<sup>247</sup>.

Según un estudio de Usami, en 2011, la evaluación postoperatoria de los VEMP así como la respuesta calórica fueron útiles para valorar el logro de una cirugía atraumática desde el punto de vista funcional vestibular<sup>110</sup>. Los casos de inserción por VR mostraron puntuaciones de VEMP simétricas; los casos de inserción por CO mostraron peor respuesta después de la cirugía, lo que indica que la función sacular puede verse afectada por la CO. La respuesta calórica no se vio afectada en ninguno de los grupos.

Estos datos apoyan la teoría de que para el sáculo, que es conocido por ser el órgano vestibular más vulnerable, la inserción por VR es preferible desde el punto de vista de la función vestibular<sup>248</sup>.

Pero la función vestibular después de la implantación coclear es difícil de entender, ya que los síntomas subjetivos vestibulares parecen no correlacionados con los resultados de las pruebas objetivas. En consecuencia, los médicos pueden tener dificultades para decidir qué evaluaciones realizar en un paciente sintomático. Abouzayd realizó recientemente una revisión de la bibliografía para intentar aclarar este punto. Después de revisar más de 3000 referencias, se incluyeron 16 estudios, lo que representa 957 pacientes. El análisis de prevalencia reveló que los c-VEMP fue la

prueba más frecuentemente afectada, mientras que la mayoría de las veces se conserva el vHIT (“head impulse test”)<sup>249</sup>.

Pero no existe ninguna prueba vestibular suficientemente sensible como para ser recomendada como única prueba. En la práctica clínica, se sugiere una estrategia de caso por caso en función de los síntomas del paciente y su presunto origen.

## 7.- CONCLUSIONES



1. En la actualidad los criterios para la implantación coclear incluyen también pacientes con audición residual. Inicialmente se consideró que la HP era sólo necesaria para los candidatos a EAS. Sin embargo, los beneficios de la preservación de los restos auditivos se reconocen actualmente para todos los usuarios de IC, incluso en aquellos casos en los que la audición residual es demasiado pobre como para ser funcional.
2. En la mayoría de los pacientes se observa una pérdida de restos auditivos en la primera determinación tras la cirugía, pero que se mantiene estable a lo largo del tiempo analizado.
3. La mayoría de los estudios presentes en la literatura valoran únicamente las frecuencias graves. Pero dado que en la actualidad los criterios de indicación de IC incluyen pacientes con restos auditivos no sólo en frecuencias graves, en el presente estudio se valoró también el rango completo de frecuencias.
4. En el presente estudio las tasas de preservación fueron estadísticamente significativas en comparación con las conseguidas en los pacientes del grupo de referencia previo.
5. Se confirmó una clara asociación entre la utilización de TP y el porcentaje de preservación de restos auditivos.
6. Para lograr la HP se requiere un abordaje atraumático en la cirugía. La literatura actual aconseja el abordaje a la cóclea a través de la VR, siempre que ésta sea accesible. En el presente estudio no hubo claro beneficio de un abordaje sobre otro, probablemente debido a un número insuficiente de pacientes incluidos, si bien se observó una tendencia en este sentido.
7. La determinación de los restos auditivos mediante la audiometría tonal constituye un dato importante de valoración del daño coclear producido tras la cirugía.
8. Dados los diferentes tamaños y formas de las cócleas humanas consideradas como normales, el estudio radiológico previo a la cirugía es fundamental. Los estudios radiológicos posquirúrgicos aportan datos de profundidad de inserción y daño coclear importantes para la programación y el rendimiento posterior del IC.
9. Los datos prequirúrgicos de audiometría y de radiología son importantes para elegir de manera individualizada la guía de electrodos más útil en cada situación.

10. Los electrodos cortos deben indicarse en casos de audición preoperatoria estable. Pero la HNS es habitualmente progresiva y en el resto de los pacientes la preservación de la audición residual se debe intentar con la inserción de un electrodo de longitud estándar, con el fin de poder estimular la cóclea distal si la pérdida auditiva progresa tras la cirugía. Los electrodos insertados profundamente ofrecen la posibilidad de que la estimulación apical pueda mejorar la percepción del habla y obtener una audición más natural.
11. En el presente estudio, la preservación de restos auditivos utilizando guías de electrodos de cobertura coclear completa fue similar a la referida en la literatura con guías más cortas. Una inserción más profunda no se relacionó con peor preservación de restos auditivos.
12. Los datos aquí presentados muestran que la audición residual puede ser preservada en pacientes implantados usando una técnica quirúrgica atraumática y un electrodo flexible de inserción profunda. Es importante preservar las estructuras de la cóclea para permitir que los usuarios actuales de IC puedan beneficiarse de las terapias y tecnologías futuras.

# BIBLIOGRAFIA





1. <http://www.implantecoclear.org>.
2. Raeves L De, Hardeveld R Van. Prevalence of Cochlear Implants in Europe: What Do We Know and What Can Be Expect? *J Hear Sci*. 2013;3(4):9-16.
3. Instituto Nacional de Estadística. Encuesta de Discapacidad, Autonomía personal y situaciones de Dependencia (EDAD). [www.ine.es/prensa/np524.pdf](http://www.ine.es/prensa/np524.pdf). 2008.
4. Estrada P, Benitez D, Clarós P, Clavería MA OC. Evaluación de los implantes cocleares bilaterales en niños. Criterios de indicación de los implantes cocleares en niños y adultos. Plan de Calidad para el Sistema Nacional de Salud del Ministerio de Sanidad, Política Social e Igualdad. Agència d'Informaci. 2010.
5. Gil-Carcedo L. *Hipoacusia Neurosensorial*. Masson, S.; 2003.
6. Gil-Loyzaga A. Anatomía y fisiología clínicas del oído. In: Poch Q, ed. *Otorrinolaringología Y Patología Cervicofacial*. Editorial Médica Panamericana; 2005:1-18.
7. Nadol JB, Burgess BJ. Morphology of synapses at the base of hair cells in the organ of Corti of the chimpanzee. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. 1990;99(3 Pt 1):215-220.
8. Kimura RS, Ota CY, Takahashi T. Nerve fiber synapses on spiral ganglion cells in the human cochlea. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. 1979;88(6 Pt 3 Suppl 62):1-17.
9. Batra R, Kuwada S, Fitzpatrick DC. Sensitivity to interaural temporal disparities of low- and high-frequency neurons in the superior olivary complex. I. Heterogeneity of responses. *J Neurophysiol*. 1997;78(3):1222-1236.
10. Malmierca MS, Blackstad TW, Osen KK, Karagülle T, Molowny RL. The central nucleus of the inferior colliculus in rat: a Golgi and computer reconstruction study of neuronal and laminar structure. *J Comp Neurol*. 1993;333(1):1-27. doi:10.1002/cne.903330102.
11. von Békésy G. *Experiments in Hearing*. Vol 88.; 1960. doi:10.1121/1.399656.
12. Zwislocki JJ. Analysis of cochlear mechanics. *Hear Res*. 1986;22:155-169.
13. Merchan MA, Collia FP, Merchan JA, Saldana E. Distribution of primary afferent fibres in the cochlear nuclei. A silver and horseradish peroxidase (HRP) study. *J Anat*. 1985;141:121-130.
14. Ward WD. The Auditory System. 1991;36:8-12. doi:10.1037/030060.
15. Malmierca MS, Merchán Cifuentes MÁ. Estructura y Función del Cerebro Auditivo. In: Carlos Suárez, Suárez Nieto, Gil-Carcedo García, Marco Algarra,

- Medina, Ortega del Álamo, Trinidad Pinedo LMGC, ed. *Tratado de Otorrinolaringología Y Cirugía de Cabeza Y Cuello*. Medica Panamericana; 2009:969-996.
16. LeBeau FE, Malmierca MS, Rees A. Iontophoresis in vivo demonstrates a key role for GABA(A) and glycinergic inhibition in shaping frequency response areas in the inferior colliculus of guinea pig. *J Neurosci*. 2001;21(18):7303-7312.
  17. Litovsky R. Development of the auditory system. *Handb Clin Neurol*. 2015;129:55-72. doi:10.1016/B978-0-444-62630-1.00003-2.
  18. Kral A, Sharma A. Developmental neuroplasticity after cochlear implantation. *Trends Neurosci*. 2012;35(2):111-122. doi:10.1016/j.tins.2011.09.004.
  19. Thai-Van H, Veuillet E, Norena A, Guiraud J, Collet L. Plasticity of tonotopic maps in humans: influence of hearing loss, hearing aids and cochlear implants. *Acta Otolaryngol*. 2010;130(3):333-337. doi:10.3109/00016480903258024.
  20. Robertson D, Irvine DR. Plasticity of frequency organization in auditory cortex of guinea pigs with partial unilateral deafness. *J Comp Neurol*. 1989;282(3):456-471. doi:10.1002/cne.902820311.
  21. Recanzone GH, Schreiner CE, Merzenich MM. Plasticity in the frequency representation of primary auditory cortex following discrimination training in adult owl monkeys. *J Neurosci*. 1993;13(1):87-103.
  22. Pallares N. Estado actual y futuro de los implantes cocleares. *Rev Otorrinolaringol Cir Cabeza Cuello*. 2003;63(Cic):197-206.
  23. Munchnik Ch, Kronenberg J, Hildesheimer R M, Kishonrabin L, Tailerbaum R, Segal O, Henkin Y TS. Speech perception: Implanted Versus Aided Children. In: Susan B. Waltzman NLC, ed. *Cochlear Implants*. Thieme-New York; 2000.
  24. Sehgal St, Kirk K, Pisoni DB MR. Effect of Residual Hearing on Children's Speech Perception Abilities with a Cochlear Implant. In: Susan B. Waltzman NLC, ed. *Cochlear Implants*. Thieme-New York; 2000.
  25. Cosetti MK, Waltzman SB. Cochlear implants: current status and future potential. *Expert Rev Med Devices*. 2011;8(3):389-401. doi:10.1586/erd.11.12.
  26. Rodrigo J. Efecto de la estimulación coclear basal, medial y pancoclear mediante implantes cocleares en la discriminación espectral del lenguaje . 2015.
  27. Roland JT, Cosetti M, Wang KH, Immerman S, Waltzman SB. Cochlear implantation in the very young child: Long-term safety and efficacy. *Laryngoscope*. 2009;119(11):2205-2210. doi:10.1002/lary.20489.

28. Coelho DH, Yeh J, Kim JT, Lalwani AK. Cochlear implantation is associated with minimal anesthetic risk in the elderly. *Laryngoscope*. 2009;119(2):355-358. doi:10.1002/lary.20067.
29. Mahncke HW, Bronstone A, Merzenich MM. Brain plasticity and functional losses in the aged: scientific bases for a novel intervention. In: ; 2006:81-109. doi:10.1016/S0079-6123(06)57006-2.
30. Dickstein DL, Kabaso D, Rocher AB, Luebke JI, Wearne SL, Hof PR. Changes in the structural complexity of the aged brain. *Aging Cell*. 2007;6(3):275-284. doi:10.1111/j.1474-9726.2007.00289.x.
31. Budenz CL, Cosetti MK, Coelho DH, et al. The effects of cochlear implantation on speech perception in older adults. *J Am Geriatr Soc*. 2011;59(3):446-453. doi:10.1111/j.1532-5415.2010.03310.x.
32. Eshraghi AA, Rodriguez M, Balkany TJ, et al. Cochlear implant surgery in patients more than seventy-nine years old. *Laryngoscope*. 2009;119(6):1180-1183. doi:10.1002/lary.20182.
33. Carlson ML, Breen JT, Gifford RH, et al. Cochlear implantation in the octogenarian and nonagenarian. *Otol Neurotol*. 2010;31(8):1343-1349. doi:10.1097/MAO.0b013e3181edb69d.
34. Vermeire K, Brokx JPL, Wuyts FL, Cochet E, Hofkens A, Van de Heyning PH. Quality-of-life benefit from cochlear implantation in the elderly. *Otol Neurotol*. 2005;26(2):188-195.
35. Knopke S, Gräbel S, Förster-Ruhrmann U, Mazurek B, Szczepek AJ, Olze H. Impact of cochlear implantation on quality of life and mental comorbidity in patients aged 80 years. *Laryngoscope*. 2016;126(12):2811-2816. doi:10.1002/lary.25993.
36. Estrada MD, Benítez D, Clarós P, Clavería MA, Orús C PM. *Evaluación de Los Implantes Cocleares Bilaterales En Niños. Criterios de Indicación de Los Implantes Cocleares En Niños Y Adultos. Plan de Calidad Para El Sistema Nacional de Salud Del Ministerio de Sanidad, Política Social E Igualdad. Agència d'Informaci*. (Ministerio de Ciencia e Innovación, ed.).
37. Arisi E, Forti S, Pagani D, et al. Cochlear implantation in adolescents with prelinguistic deafness. *Otolaryngol neck Surg*. 2010;142(6):804-808. doi:10.1016/j.otohns.2010.02.016.
38. Kos M-I, Deriaz M, Guyot J-P, Pelizzone M. What can be expected from a late

- cochlear implantation? *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*. 2009;73(2):189-193. doi:10.1016/j.ijporl.2008.10.009.
39. Meinzen-Derr J, Wiley S, Grether S, Choo DI. Language performance in children with cochlear implants and additional disabilities. *Laryngoscope*. 2010;120(2):405-413. doi:10.1002/lary.20728.
  40. Mertens G, De Bodt M, Van de Heyning P. Evaluation of Long-Term Cochlear Implant Use in Subjects With Acquired Unilateral Profound Hearing Loss: Focus on Binaural Auditory Outcomes. *Ear Hear*. 2016;38(1):117-125. doi:10.1097/AUD.0000000000000359.
  41. Sladen DP, Carlson ML, Dowling BP, et al. Early outcomes after cochlear implantation for adults and children with unilateral hearing loss. *Laryngoscope*. October 2016. doi:10.1002/lary.26337.
  42. O'Connell BP, Hunter JB, Haynes DS. Current concepts in the management of idiopathic sudden sensorineural hearing loss. *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg*. 2016;24(5):413-419. doi:10.1097/MOO.0000000000000289.
  43. Euteneuer S, Hansen S, Ryan AF. The role of the spiral ganglion neurons in cochlear implants. Today and in future regenerative inner ear treatment. *HNO*. 2008;56(4):457-460. doi:10.1007/s00106-008-1709-y.
  44. Littlefield PD, Vujanovic I, Mundi J, Matic AI, Richter C-P. Laser stimulation of single auditory nerve fibers. *Laryngoscope*. 2010;120(10):2071-2082. doi:10.1002/lary.21102.
  45. Middlebrooks JC, Snyder RL. Selective electrical stimulation of the auditory nerve activates a pathway specialized for high temporal acuity. *J Neurosci*. 2010;30(5):1937-1946. doi:10.1523/JNEUROSCI.4949-09.2010.
  46. Gstöettner W, Kiefer J, Baumgartner W, Pok S, Peters S, Adunka O. Hearing preservation in cochlear implantation for electric acoustic stimulation. *Acta Otolaryngol*. 2004;124(January):348-352. doi:10.1080/00016480410016432.
  47. Adunka O1 KJ. Impact of electrode insertion depth on intracochlear trauma. - PubMed - NCBI. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 2006;135(3):374-382.
  48. Punte AK, Vermeire K, Van de Heyning P. Bilateral electric acoustic stimulation: a comparison of partial and deep cochlear electrode insertion. A longitudinal case study. *Adv Otorhinolaryngol*. 2010;67:144-152. doi:10.1159/000262606.
  49. Kisser U, Wünsch J, Hempel J-M, et al. Residual Hearing Outcomes After

- Cochlear Implant Surgery Using Ultra-flexible 28-mm Electrodes. *Otol Neurotol*. 2016;37(7):878-881. doi:10.1097/MAO.0000000000001089.
50. Derinsu U, Serin GM, Akdaş F, Batman Ç. Cochlear implantation: is hearing preservation necessary in severe to profound hearing loss? *J Craniofac Surg*. 2011;22(2):520-522. doi:10.1097/SCS.0b013e31820855ac.
  51. Helbig S, Helbig M, Leinung M, Stöver T, Baumann U, Rader T. Hearing preservation and improved speech perception with a flexible 28-mm electrode. *Otol Neurotol*. 2015;36(1):34-42. doi:10.1097/MAO.0000000000000614.
  52. Mick P, Amoodi H, Shipp D, et al. Hearing Preservation With Full Insertion of the FLEXsoft Electrode. *Otol Neurotol*. 2014;35(1):40-44. doi:10.1097/MAO.0b013e318291c66d.
  53. Lehnhardt E. Intracochlear placement of cochlear implant electrodes in soft surgery technique. *HNO*. 1993;41(7):356-359.
  54. Skarzynski H, van de Heyning P, Agrawal S, et al. Towards a consensus on a hearing preservation classification system. *Acta Otolaryngol Suppl*. 2013;133(564):3-13. doi:10.3109/00016489.2013.869059.
  55. Escudé B, James C, Deguine O, Cochard N, Eter E, Fraysse B. The Size of the Cochlea and Predictions of Insertion Depth Angles for Cochlear Implant Electrodes. *Audiol Neurotol*. 2006;11(1):27-33. doi:10.1159/000095611.
  56. Boyer E, Karkas A, Attie A, Lefournier V, Escude B, Schmerber S. Scalar Localization by Cone-Beam Computed Tomography of Cochlear Implant Carriers : A Comparative Study Between Straight and Perimodiolar Precurved Electrode Arrays. *Otol Neurotol*. 2015;36(4):422-429.
  57. Alexiades G, Dhanasingh A, Jolly C. Method to estimate the complete and two-turn cochlear duct length. *Otol Neurotol*. 2015;36(5):904-907. doi:10.1097/MAO.0000000000000620.
  58. Xu J, Xu SA, Cohen LT, Clark GM. Cochlear view: postoperative radiography for cochlear implantation. *Am J Otol*. 2000;21(1):49-56.
  59. Lecerf P, Bakhos D, Cottier J-P, Lescanne E, Trijolet JP, Robier A. Midmodiolar reconstruction as a valuable tool to determine the exact position of the cochlear implant electrode array. *Otol Neurotol*. 2011;32(7):1075-1081. doi:10.1097/MAO.0b013e318229d4dd.
  60. Xu J, Xu SA, Cohen LT, Clark GM. Cochlear view: postoperative radiography for cochlear implantation. *Am J Otol*. 2000;21(1):49-56. doi:10.1016/S0196-

0709(00)80075-7.

61. Eshraghi AA, Yang NW, Balkany TJ. Comparative study of cochlear damage with three perimodiolar electrode designs. *Laryngoscope*. 2003;113(3):415-419. doi:10.1097/00005537-200303000-00005.
62. Skarzynski H, Lorens A, Zgoda M, Piotrowska A, Henryk Skarzynski P, Szkielkowska A. Atraumatic round window deep insertion of cochlear electrodes. *Acta Otolaryngol*. 2011;131(7):740-749. doi:10.3109/00016489.2011.557780.
63. Todt I, Basta D, Ernst A. Does the surgical approach in cochlear implantation influence the occurrence of postoperative vertigo? *Otolaryngol neck Surg*. 2008;138(1):8-12. doi:10.1016/j.otohns.2007.09.003.
64. Hogan CA, Turner CW. High-frequency audibility: benefits for hearing-impaired listeners. *J Acoust Soc Am*. 1998;104(1):432-441.
65. Skarzynski H, Lorens A, Piotrowska A, Anderson I. Partial deafness cochlear implantation in children. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*. 2007;71(9):1407-1413. doi:10.1016/j.ijporl.2007.05.014.
66. Lenarz T. Cochlear implants: selection criteria and shifting borders. *Acta Otorhinolaryngol Belg*. 1998;52(3):183-199.
67. von Ilberg C, Kiefer J, Tillein J, et al. Electric-acoustic stimulation of the auditory system. New technology for severe hearing loss. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec*. 1999;61(6):334-340. doi:27695.
68. Gantz BJ, Turner C. Combining acoustic and electrical speech processing: Iowa/Nucleus hybrid implant. *Acta Otolaryngol*. 2004;124(4):344-347.
69. Gstoeftner W, Helbig S, Settevendemie C, Baumann U, Wagenblast J, Arnoldner C. A new electrode for residual hearing preservation in cochlear implantation: first clinical results. *Acta Otolaryngol*. 2009;129(4):372-379. doi:10.1080/00016480802552568.
70. Gantz BJ, Turner C, Gfeller KE, Lowder MW. Preservation of hearing in cochlear implant surgery: advantages of combined electrical and acoustical speech processing. *Laryngoscope*. 2005;115(5):796-802. doi:10.1097/01.MLG.0000157695.07536.D2.
71. Rajan GP, Kuthubutheen J, Hedne N, Krishnaswamy J. The role of preoperative, intratympanic glucocorticoids for hearing preservation in cochlear implantation: a prospective clinical study. *Laryngoscope*. 2012;122(1):190-195. doi:10.1002/lary.22142.

72. Skarzynski H, Matusiak M, Lorens A, Furmanek M, Pilka A, Skarzynski PH. Preservation of cochlear structures and hearing when using the Nucleus Slim Straight (CI422) electrode in children. *J Laryngol Otol*. 2016;130(4):332-339. doi:10.1017/S0022215115003436.
73. Nguyen Y, Mosnier I, Borel S, et al. Evolution of electrode array diameter for hearing preservation in cochlear implantation. *Acta Otolaryngol*. 2013;133(2):116-122. doi:10.3109/00016489.2012.723824.
74. Gantz BJ, Dunn C, Oleson J, Hansen M, Parkinson A, Turner C. Multicenter clinical trial of the Nucleus Hybrid S8 cochlear implant: Final outcomes. *Laryngoscope*. 2016;126(4):962-973. doi:10.1002/lary.25572.
75. Hochmair I, Hochmair E, Nopp P, Waller M, Jolly C. Deep electrode insertion and sound coding in cochlear implants. *Hear Res*. 2015;322:14-23. doi:10.1016/j.heares.2014.10.006.
76. Sheffield SW, Jahn K, Gifford RH. Preserved acoustic hearing in cochlear implantation improves speech perception. *J Am Acad Audiol*. 2015;26(2):145-154. doi:10.3766/jaaa.26.2.5.
77. Adunka OF, Dillon MT, Adunka MC, King ER, Pillsbury HC, Buchman CA. Hearing preservation and speech perception outcomes with electric-acoustic stimulation after 12 months of listening experience. *Laryngoscope*. 2013;123(10):2509-2515. doi:10.1002/lary.23741.
78. Lenarz T, James C, Cuda D, et al. European multi-centre study of the Nucleus Hybrid L24 cochlear implant. *Int J Audiol*. 2013;52(12):838-848. doi:10.3109/14992027.2013.802032.
79. Thomas Roland Jr J, Gantz BJ, Waltzman SB, Parkinson AJ. United States Multicenter Clinical Trial of the Cochlear Nucleus Hybrid Implant System. *Laryngoscope*. 2016;126:175-181. doi:10.1002/lary.25451.
80. Kiefer J, Gstöettner W, Baumgartner W, et al. Conservation of low-frequency hearing in cochlear implantation. *Acta Otolaryngol*. 2004;124(3):272-280.
81. Balkany TJ, Connell SS, Hodges A V, et al. Conservation of residual acoustic hearing after cochlear implantation. *Otol Neurotol*. 2006;27(8):1083-1088. doi:10.1097/01.mao.0000244355.34577.85.
82. Fraysse B, Macías AR, Sterkers O, et al. Residual hearing conservation and electroacoustic stimulation with the nucleus 24 contour advance cochlear implant. *Otol Neurotol*. 2006;27(5):624-633.

- doi:10.1097/01.mao.0000226289.04048.0f.
83. Skarzynski H, Lorens A, Piotrowska A, Anderson I. Preservation of low frequency hearing in partial deafness cochlear implantation (PDCI) using the round window surgical approach. *Acta Otolaryngol.* 2007;127(1):41-48. doi:10.1080/00016480500488917.
  84. Gantz BJ, Hansen MR, Turner CW, Oleson JJ, Reiss LA, Parkinson AJ. Hybrid 10 clinical trial: preliminary results. *Audiol Neurotol.* 2009;14 Suppl 1:32-38. doi:10.1159/000206493.
  85. Helbig S, Baumann U, Hey C, Helbig M. Hearing preservation after complete cochlear coverage in cochlear implantation with the free-fitting FLEXSOFT electrode carrier. *Otol Neurotol.* 2011;32(6):973-979. doi:10.1097/MAO.0b013e31822558c4.
  86. Suhling M-C, Majdani O, Salcher R, et al. The Impact of Electrode Array Length on Hearing Preservation in Cochlear Implantation. *Otol Neurotol.* 2016;37(8):1006-1015. doi:10.1097/MAO.0000000000001110.
  87. Usami S-I, Moteki H, Tsukada K, et al. Hearing preservation and clinical outcome of 32 consecutive electric acoustic stimulation (EAS) surgeries. *Acta Otolaryngol.* 2014;134(7):717-727. doi:10.3109/00016489.2014.894254.
  88. Skarzynski H, Lorens A, Matusiak M, Porowski M, Skarzynski PH, James CJ. Partial deafness treatment with the nucleus straight research array cochlear implant. *Audiol Neurotol.* 2012;17(2):82-91. doi:10.1159/000329366.
  89. Brown RF, Hullar TE, Cadieux JH, Chole RA. Residual hearing preservation after pediatric cochlear implantation. *Otol Neurotol.* 2010;31(8):1221-1226. doi:10.1097/MAO.0b013e3181f0c649.
  90. Garcia-Ibanez L, Macias AR, Morera C, et al. An evaluation of the preservation of residual hearing with the Nucleus Contour Advance electrode. *Acta Otolaryngol.* 2009;129(6):651-664. doi:10.1080/00016480802369278.
  91. Baumgartner W-D, Jappel A, Morera C, et al. Outcomes in adults implanted with the FLEXsoft electrode. *Acta Otolaryngol.* 2007;127(6):579-586. doi:10.1080/00016480600987784.
  92. Skarzyński H, Lorens A, D'Haese P, et al. Preservation of residual hearing in children and post-lingually deafened adults after cochlear implantation: an initial study. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec.* 2002;64(4):247-253. doi:64134.
  93. Van Abel KM, Dunn CC, Sladen DP, et al. Hearing preservation among patients



- undergoing cochlear implantation. *Otol Neurotol*. 2015;36(3):416-421. doi:10.1097/MAO.0000000000000703.
94. Manual Pure-Tone Threshold Audiometry ASHA. 1977;II:221-225.
  95. Kopelovich JC, Reiss LAJ, Oleson JJ, Lundt ES, Gantz BJ, Hansen MR. Risk factors for loss of ipsilateral residual hearing after hybrid cochlear implantation. *Otol Neurotol*. 2014;35(8):1403-1408. doi:10.1097/MAO.0000000000000389.
  96. Causon A, Verschuur C, Newman TA. A Retrospective Analysis of the Contribution of Reported Factors in Cochlear Implantation on Hearing Preservation Outcomes. *Otol Neurotol*. 2015;36:1137-1145.
  97. Cosetti MK, Friedmann DR, Zhu BZ, et al. The effects of residual hearing in traditional cochlear implant candidates after implantation with a conventional electrode. *Otol Neurotol*. 2013;34(3):516-521. doi:10.1097/MAO.0b013e3182785210.
  98. Santa Maria P, Gluth MB, Yuan Y, Atlas D, Blevins NH. Hearing Preservation Surgery for Cochlear Implantation : A Meta-analysis. *Otol Neurotol*. 2014;35(10):256-269.
  99. Anagnostos A, Hamdan N, Lang-Roth R, et al. Young age is a positive prognostic factor for residual hearing preservation in conventional cochlear implantation. *Otol Neurotol*. 2015;36(1):28-33. doi:10.1097/MAO.0000000000000586.
  100. Wanna GB, Noble JH, Gifford RH, et al. Impact of Intrascalar Electrode Location, Electrode Type, and Angular Insertion Depth on Residual Hearing in Cochlear Implant Patients: Preliminary Results. *Otol Neurotol*. 2015;36(8):1343-1348. doi:10.1097/MAO.0000000000000829.
  101. Sweeney AD, Hunter JB, Carlson ML, et al. Durability of Hearing Preservation after Cochlear Implantation with Conventional-Length Electrodes and Scala Tympani Insertion. *Otolaryngol neck Surg*. 2016;154(5):907-913. doi:10.1177/0194599816630545.
  102. Erixon E, Köbler S, Rask-Andersen H. Cochlear implantation and hearing preservation: Results in 21 consecutively operated patients using the round window approach. *Acta Otolaryngol*. 2012;132(9):923-931. doi:10.3109/00016489.2012.680198.
  103. Adunka O, Dillon M, Adunka M, King E, Pillsbury H, Buchman C. Cochleostomy Versus Round Window Insertions: Influence on Functional Outcomes in Electric-Acoustic Stimulation of the Auditory System. *Otol*

- Neurotol.* 2014;35(4):613-618.
104. Ishiyama A, Doherty J, Ishiyama G, Quesnel AM, Lopez I, Linthicum FH. Post Hybrid Cochlear Implant Hearing Loss and Endolymphatic Hydrops. *Otol Neurotol.* 2016;37(10):1516-1521. doi:10.1097/MAO.0000000000001199.
  105. Quesnel AM, Nakajima HH, Rosowski JJ, Hansen MR, Gantz BJ, Nadol JB. Delayed loss of hearing after hearing preservation cochlear implantation: Human temporal bone pathology and implications for etiology. *Hear Res.* 2016;333:225-234. doi:10.1016/j.heares.2015.08.018.
  106. Zhou L, Friedmann DR, Treaba C, Peng R, Roland JT. Does cochleostomy location influence electrode trajectory and intracochlear trauma? *Laryngoscope.* 2015;125(4):966-971. doi:10.1002/lary.24986.
  107. Richard C, Fayad JN, Doherty J, Linthicum Jr FH, Author C. Round Window versus Cochleostomy Technique in Cochlear Implantation: Histological Findings. *Otol Neurotol.* 2012;33(7):1181-1187. doi:10.1097/MAO.0b013e318263d56d.
  108. Adunka O, Kiefer J, Unkelbach MH, Radeloff A, Gstöettner W. Evaluating cochlear implant trauma to the scala vestibuli. *Clin Otolaryngol.* 2005;30(2):121-127. doi:10.1111/j.1365-2273.2004.00935.x.
  109. Jurawitz M-C, Büchner A, Harpel T, et al. Hearing preservation outcomes with different cochlear implant electrodes: Nucleus® Hybrid™-L24 and Nucleus Freedom™ CI422. *Audiol Neurotol.* 2014;19(5):293-309. doi:10.1159/000360601.
  110. Shin-Ichi Usami, Hideaki Moteki, Nobuyoshi Suzuki, Hisakuni Fukuoka, Maiko Miyagawa, Shin-Ya Nishio, Yutaka Takumi SI& CJ. Achievement of hearing preservation in the presence of an electrode covering the residual hearing region. *Acta Otolaryngol.* 2011;131:405-412.
  111. Gstöettner WK, Helbig S, Maier N, Kiefer J, Radeloff A, Adunka OF. Ipsilateral electric acoustic stimulation of the auditory system: results of long-term hearing preservation. *Audiol Neurotol.* 2006;11 Suppl 1:49-56. doi:10.1159/000095614.
  112. Dedhia K, Worman T, Meredith MA, Rubinstein JT. Patterns of Long-term Hearing Loss in Hearing Preservation Cochlear Implant Surgery. *Otol Neurotol.* 2016;37(5):478-486. doi:10.1097/MAO.0000000000001011.
  113. Skarzynski H. Long-term results of partial deafness treatment. *Cochlear Implants Int.* 2014;15(sup1):S21-S23. doi:10.1179/1467010014Z.000000000170.
  114. Hunter JB, Gifford RH, Wanna GB, et al. Hearing Preservation Outcomes With a

- Mid-Scala Electrode in Cochlear Implantation. *Otol Neurotol*. 2016;37(3):235-240. doi:10.1097/MAO.0000000000000963.
115. Buchman CA, Dillon MT, King ER, Adunka MC, Adunka OF, Pillsbury HC. Influence of cochlear implant insertion depth on performance: a prospective randomized trial. *Otol Neurotol*. 2014;35(10):1773-1779. doi:10.1097/MAO.0000000000000541.
  116. Roland PS, Wright CG, Isaacson B. Cochlear implant electrode insertion: the round window revisited. *Laryngoscope*. 2007;117(8):1397-1402. doi:10.1097/MLG.0b013e318064e891.
  117. Gantz BJ, Turner CW. Combining acoustic and electrical hearing. *Laryngoscope*. 2003;113(10):1726-1730.
  118. Adunka O, Kiefer J, Unkelbach MH, Lehnert T, Gstöttner W. Development and evaluation of an improved cochlear implant electrode design for electric acoustic stimulation. *Laryngoscope*. 2004;114(7):1237-1241. doi:10.1097/00005537-200407000-00018.
  119. Coordes A, Ernst A, Brademann G, Todt I. Round window membrane insertion with perimodiolar cochlear implant electrodes. *Otol Neurotol*. 2013;34(6):1027-1032. doi:10.1097/MAO.0b013e318280da2a.
  120. Greenwood DD. Critical bandwidth and consonance in relation to cochlear frequency-position coordinates. *Hear Res*. 1991;54(2):164-208.
  121. DD G. A cochlear frequency-position function for several species--29 years later. *JASA*. 1990;87(6):2592-2605.
  122. E. Fitzgerald AF. Hearing preservation surgery: Current opinions. In: *Cochlear Implants and Hearing Preservation*. Vol 67. ; 2010:108-115. doi:10.1159/000262602.
  123. Gstöttner W, Pok S-M, Peters S, Kiefer J, Adunka O. [Cochlear implantation with preservation of residual deep frequency hearing]. *HNO*. 2005;53(9):784-790. doi:10.1007/s00106-004-1170-5.
  124. Berrettini S, Forli F, Passetti S. Preservation of residual hearing following cochlear implantation: comparison between three surgical techniques. *J Laryngol Otol*. 2008;122(3):246-252. doi:10.1017/S0022215107000254.
  125. Berrettini S, Passetti S, Giannarelli M, Forli F. Benefit from bimodal hearing in a group of prelingually deafened adult cochlear implant users. *Am J Otolaryngol*. 2010;31(5):332-338. doi:10.1016/j.amjoto.2009.04.002.

126. Radeloff A, Unkelbach MH, Tillein J, et al. Impact of intrascalar blood on hearing. *Laryngoscope*. 2007;117(1):58-62.  
doi:10.1097/01.mlg.0000242073.02488.f4.
127. Reiss LAJ, Turner CW, Erenberg SR, Gantz BJ. Changes in Pitch with a Cochlear Implant Over Time. *JARO J Assoc Res Otolaryngol*. 2007;8(2):241.  
doi:10.1007/s10162-007-0077-8.
128. Roland PS, Wright CG. Surgical aspects of cochlear implantation: mechanisms of insertional trauma. *Adv Otorhinolaryngol*. 2006;64:11-30.  
doi:10.1159/000094642.
129. Adunka O, Gstoettner W, Hambek M, Unkelbach MH, Radeloff A, Kiefer J. Preservation of basal inner ear structures in cochlear implantation. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec*. 2004;66(6):306-312. doi:10.1159/000081887.
130. Briggs RJS, Tykocinski M, Stidham K, Roberson JB. Cochleostomy site: implications for electrode placement and hearing preservation. *Acta Otolaryngol*. 2005;125(8):870-876.
131. Briggs RJ1, Tykocinski M, Xu J, Risi F, Svehla M, Cowan R, Stover T, Erfurt P LT. Comparison of round window and cochleostomy approaches with a prototype hearing preservation electrode. *Audiol Neurotol*. 2006;11 suppl(1):42-48.
132. Erixon E, Högstorp H, Wadin K, Rask-Andersen H. Variational anatomy of the human cochlea: implications for cochlear implantation. *Otol Neurotol*. 2009;30(1):14-22. doi:10.1097/MAO.0b013e31818a08e8.
133. Adunka O, Unkelbach MH, Mack M, Hambek M, Gstoettner W, Kiefer J. Cochlear implantation via the round window membrane minimizes trauma to cochlear structures: a histologically controlled insertion study. *Acta Otolaryngol*. 2004;124(7):807-812. doi:10.1080/00016480410018179.
134. Lenarz T, Stöver T, Buechner A, Lesinski-Schiedat A, Patrick J, Pesch J. Hearing conservation surgery using the Hybrid-L electrode. Results from the first clinical trial at the Medical University of Hannover. *Audiol Neurotol*. 2009;14 Suppl 1:22-31. doi:10.1159/000206492.
135. Skarżyński H, Lorens A, Piotrowska A, Podskarbi-Fayette R. Results of partial deafness cochlear implantation using various electrode designs. *Audiol Neurotol*. 2009;14 Suppl 1:39-45. doi:10.1159/000206494.
136. Adunka OF, Buchman CA. Scala tympani cochleostomy I: results of a survey.

- Laryngoscope*. 2007;117(12):2187-2194. doi:10.1097/MLG.0b013e3181453a6c.
137. Kontorinis G, Lenarz T, Stöver T, Paasche G. Impact of the insertion speed of cochlear implant electrodes on the insertion forces. *Otol Neurotol*. 2011;32(4):565-570. doi:10.1097/MAO.0b013e318219f6ac.
  138. Rajan GP, Kontorinis G, Kuthubutheen J. The effects of insertion speed on inner ear function during cochlear implantation: a comparison study. *Audiol Neurotol*. 2013;18(1):17-22. doi:10.1159/000342821.
  139. Rowe D, Chambers S, Hampson A, Eastwood H, O'Leary S. The Effect of Round Window Sealants on Delayed Hearing Loss in a Guinea Pig Model of Cochlear Implantation. *Otol Neurotol*. 2016;37(8):1024-1031. doi:10.1097/MAO.0000000000001132.
  140. Hod R, Attias J, Raveh E, Nageris BI. Cochlear implantation via round window or cochleostomy: Effect on hearing in an animal model. *Laryngoscope*. 2016;126(11):E375-8. doi:10.1002/lary.26033.
  141. Sun C-H, Hsu C-J, Chen P-R, Wu H-P. Residual hearing preservation after cochlear implantation via round window or cochleostomy approach. *Laryngoscope*. 2015;125(7):1715-1719. doi:10.1002/lary.25122.
  142. Nguyen S, Cloutier F, Philippon D, Côté M, Bussi  res R, Backous DD. Outcomes review of modern hearing preservation technique in cochlear implant. *Auris Nasus Larynx*. 2016;43(5):485-488. doi:10.1016/j.anl.2016.02.014.
  143. Havenith S, Lammers MJW, Tange RA, et al. Hearing preservation surgery: cochleostomy or round window approach? A systematic review. *Otol Neurotol*. 2013;34(4):667-674. doi:10.1097/MAO.0b013e318288643e.
  144. Leong AC, Jiang D, Agger A, Fitzgerald-O'Connor A. Evaluation of round window accessibility to cochlear implant insertion. *Eur Arch oto-rhino-laryngology*. 2013;270(4):1237-1242. doi:10.1007/s00405-012-2106-4.
  145. Burghard A, Lenarz T, Kral A, Paasche G. Insertion site and sealing technique affect residual hearing and tissue formation after cochlear implantation. *Hear Res*. 2014;312:21-27. doi:10.1016/j.heares.2014.02.002.
  146. Smouha EE. Surgery of the inner ear with hearing preservation: serial histological changes. *Laryngoscope*. 2003;113(9):1439-1449. doi:10.1097/00005537-200309000-00003.
  147. van de Water TR, Dinh CT, Vivero R, Hoosien G, Eshraghi AA, Balkany TJ. Mechanisms of hearing loss from trauma and inflammation: otoprotective

- therapies from the laboratory to the clinic. *Acta Otolaryngol.* 2010;130(3):308-311. doi:10.1080/00016480903124655.
148. Ramos BF, Tsuji RK, Bento RF, et al. Hearing preservation using topical dexamethasone alone and associated with hyaluronic acid in cochlear implantation. *Acta Otolaryngol.* 2015;135(5):473-477. doi:10.3109/00016489.2014.995831.
  149. Sakata E, Kitago Y, Murata Y, Teramoto K. Treatment of Ménière's disease. Middle ear infusion with lidocaine and steroid solution. *Auris Nasus Larynx.* 1986;13(2):79-89.
  150. Hillman TM, Arriaga MA, Chen DA. Intratympanic steroids: do they acutely improve hearing in cases of cochlear hydrops? *Laryngoscope.* 2003;113(11):1903-1907.
  151. Ye Q, Tillein J, Hartmann R, Gstöttner W, Kiefer J. Application of a corticosteroid (Triamcinolon) protects inner ear function after surgical intervention. *Ear Hear.* 2007;28(3):361-369. doi:10.1097/01.aud.0000261655.30652.62.
  152. Eshraghi AA, He J, Mou CH, et al. D-JNKI-1 treatment prevents the progression of hearing loss in a model of cochlear implantation trauma. *Otol Neurotol.* 2006;27(4):504-511. doi:10.1097/01.mao.0000217354.88710.13.
  153. James DP, Eastwood H, Richardson RT, O'Leary SJ. Effects of round window dexamethasone on residual hearing in a Guinea pig model of cochlear implantation. *Audiol Neurotol.* 2008;13(2):86-96. doi:10.1159/000111780.
  154. Chang A, Eastwood H, Sly D, James D, Richardson R, O'leary S. Factors influencing the efficacy of round window dexamethasone protection of residual hearing post-cochlear implant surgery. *Hear Res.* 2009;255:67-72. doi:10.1016/j.heares.2009.05.010.
  155. Eshraghi AA, Adil E, He J, Graves R, Balkany TJ, Van De Water TR. Local dexamethasone therapy conserves hearing in an animal model of electrode insertion trauma-induced hearing loss. *Otol Neurotol.* 2007;28(6):842-849. doi:10.1097/mao.0b013e31805778fc.
  156. Vivero RJ, Joseph DE, Angeli S, et al. Dexamethasone base conserves hearing from electrode trauma-induced hearing loss. *Laryngoscope.* 2008;118(11):2028-2035. doi:10.1097/MLG.0b013e31818173ec.
  157. Farahmand Ghavi F, Mirzadeh H, Imani M, Jolly C, Farhadi M. Corticosteroid-

- releasing cochlear implant: a novel hybrid of biomaterial and drug delivery system. *J Biomed Mater Res*. 2010;94(2):388-398. doi:10.1002/jbm.b.31666.
158. Kuthubutheen J, Coates H, Rowsell C, Nedzelski J, Chen JM, Lin V. The role of extended preoperative steroids in hearing preservation cochlear implantation. *Hear Res*. 2015;327:257-264. doi:10.1016/j.heares.2015.06.010.
  159. Sweeney AD, Carlson ML, Zuniga MG, et al. Impact of Perioperative Oral Steroid Use on Low-frequency Hearing Preservation After Cochlear Implantation. *Otol Neurotol*. 2015;36(9):1480-1485. doi:10.1097/MAO.0000000000000847.
  160. Rah YC, Lee MY, Kim SH, et al. Extended use of systemic steroid is beneficial in preserving hearing in guinea pigs after cochlear implant. *Acta Otolaryngol*. 2016;136(12):1213-1219.
  161. Grewal AS, Nedzelski JM, Chen JM, Lin VYW. Dexamethasone uptake in the murine organ of Corti with transtympanic versus systemic administration. *J Otolaryngol - head neck Surg*. 2013;42:19. doi:10.1186/1916-0216-42-19.
  162. Parnes LS, Sun AH, Freeman DJ. Corticosteroid pharmacokinetics in the inner ear fluids: an animal study followed by clinical application. *Laryngoscope*. 1999;109(7 Pt 2):1-17.
  163. Cho HS, Lee K-Y, Choi H, Jang JH, Lee SH. Dexamethasone Is One of the Factors Minimizing the Inner Ear Damage from Electrode Insertion in Cochlear Implantation. *Audiol Neurotol*. 2016;21(3):178-186. doi:10.1159/000445099.
  164. Baumann U, Nobbe A. Pitch ranking with deeply inserted electrode arrays. *Ear Hear*. 2004;25(3):275-283.
  165. Hochmair I, Arnold W, Nopp P, Jolly C, Müller J, Roland P. Deep electrode insertion in cochlear implants: apical morphology, electrodes and speech perception results. *Acta Otolaryngol*. 2003;123(5):612-617.
  166. Chang JE, Bai JY, Zeng F-G. Unintelligible low-frequency sound enhances simulated cochlear-implant speech recognition in noise. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2006;53(12 Pt 2):2598-2601. doi:10.1109/TBME.2006.883793.
  167. Hamzavi J, Arnoldner C. Effect of deep insertion of the cochlear implant electrode array on pitch estimation and speech perception. *Acta Otolaryngol*. 2006;126(11):1182-1187. doi:10.1080/00016480600672683.
  168. Turner CW, Gantz BJ, Vidal C, Behrens A, Henry BA. Speech recognition in noise for cochlear implant listeners: benefits of residual acoustic hearing. *J*

- Acoust Soc Am.* 2004;115(4):1729-1735.
169. Dorman MF, Spahr AJ, Loizou PC, Dana CJ, Schmidt JS. Acoustic simulations of combined electric and acoustic hearing (EAS). *Ear Hear.* 2005;26(4):371-380.
  170. Dorman MF, Spahr T, Gifford R, et al. An electric frequency-to-place map for a cochlear implant patient with hearing in the nonimplanted ear. *J Assoc Res Otolaryngol.* 2007;8(2):234-240. doi:10.1007/s10162-007-0071-1.
  171. Dorman MF, Gifford R, Lewis K, et al. Word recognition following implantation of conventional and 10-mm hybrid electrodes. *Audiol Neurotol.* 2009;14(3):181-189. doi:10.1159/000171480.
  172. Fitzgerald MB, Sagi E, Jackson M, et al. Reimplantation of hybrid cochlear implant users with a full-length electrode after loss of residual hearing. *Otol Neurotol.* 2008;29(2):168-173. doi:10.1097/mao.0b013e31815c4875.
  173. Neumann M, Aschendorff A, Schipper J, Laszig R, Klenzner T. [The influence of insertion depth on the preservation of residual hearing after cochlear implantation]. *Laryngorhinootologie.* 2005;84(2):113-116. doi:10.1055/s-2004-826110.
  174. Brown KD, Melton MF, Shonfield H, Kraskin M, Wolf J. Preserved low-frequency hearing following 20-mm cochlear implantation. *Otol Neurotol.* 2015;36(2):240-243. doi:10.1097/MAO.0000000000000684.
  175. Otte J, Schuknecht HF, Kerr AG. Ganglion cell populations in normal and pathological human cochleae. Implications for cochlear implantation. 1978. *Laryngoscope.* 2015;125(5):1038. doi:10.1002/lary.25219.
  176. Jolly C, Garnham C, Mirzadeh H, et al. Electrode features for hearing preservation and drug delivery strategies. *Adv Otorhinolaryngol.* 2010;67:28-42. doi:10.1159/000262594.
  177. Tykocinski M, Cohen LT, Pyman BC, et al. Comparison of electrode position in the human cochlea using various perimodiolar electrode arrays. *Am J Otol.* 2000;21(2):205-211.
  178. Lenarz T, Stover T, Buechner A, et al. Temporal bone results and hearing preservation with a new straight electrode. *Audiol Neurotol.* 2006;11 Suppl 1:34-41. doi:10.1159/000095612.
  179. www.medel.com.
  180. Hüttenbrink KB, Zahnert T, Hofmann G, Kronholz G, Jolly C. [Visualization of cochlear implant electrode movements in the cochlea by using x-ray



- microscopy]. *Laryngorhinootologie*. 2001;80(2):66-70. doi:10.1055/s-2001-11897.
181. www.cochlear.com.
  182. Stöver T, Issing P, Graurock G, et al. Evaluation of the advance off-stylet insertion technique and the cochlear insertion tool in temporal bones. *Otol Neurotol*. 2005;26(6):1161-1170.
  183. www.advancedbionics.com.
  184. www.oticonmedical.com.
  185. Roland JT, Zeitler DM, Jethanamest D, Huang TC. Evaluation of the short hybrid electrode in human temporal bones. *Otol Neurotol*. 2008;29(4):482-488. doi:10.1097/MAO.0b013e31816845eb.
  186. Skarzynski H, Lorens A, Matusiak M, Porowski M, Skarzynski PH, James CJ. Cochlear implantation with the nucleus slim straight electrode in subjects with residual low-frequency hearing. *Ear Hear*. 2014;35(2):e33-43. doi:10.1097/01.aud.0000444781.15858.fl.
  187. Skarzynski H, Podskarbi-Fayette R. A new cochlear implant electrode design for preservation of residual hearing: a temporal bone study. *Acta Otolaryngol*. 2010;130(4):435-442. doi:10.3109/00016480903283733.
  188. Woodson EA, Reiss LAJ, Turner CW, Gfeller K, Gantz BJ. The Hybrid cochlear implant: a review. *Adv Otorhinolaryngol*. 2010;67:125-134. doi:10.1159/000262604.
  189. Yukawa K, Cohen L, Blamey P, Pyman B, Tungvachirakul V, O'Leary S. Effects of insertion depth of cochlear implant electrodes upon speech perception. *Audiol Neurotol*. 2004;9(3):163-172. doi:10.1159/000077267.
  190. Skinner MW, Ketten DR, Holden LK, et al. CT-derived estimation of cochlear morphology and electrode array position in relation to word recognition in Nucleus-22 recipients. *J Assoc Res Otolaryngol*. 2002;3(3):332-350. doi:10.1007/s101620020013.
  191. Hochmair I, Hochmair E, Nopp P, Waller M JC. Deep electrode insertion and sound coding in cochlear implants. *Hear Res*. 2015;322:4-23.
  192. De Seta D, Nguyen Y, Bonnard D, et al. The Role of Electrode Placement in Bilateral Simultaneously Cochlear-Implanted Adult Patients. *Otolaryngol neck Surg*. 2016;155(3):485-493. doi:10.1177/0194599816645774.
  193. Vermeire K, Nobbe A, Schleich P, Nopp P, Voormolen MH, Van de Heyning

- PH. Neural tonotopy in cochlear implants: an evaluation in unilateral cochlear implant patients with unilateral deafness and tinnitus. *Hear Res.* 2008;245(1-2):98-106. doi:10.1016/j.heares.2008.09.003.
194. Clark G. Cochlear Implants. In: *Health San Francisco*. Vol 35. ; 2003:243. doi:10.1002/cii.41.
  195. Richter B, Aschendorff A, Lohnstein P, Husstedt H, Nagursky H, Laszig R. The Nucleus Contour electrode array: a radiological and histological study. *Laryngoscope*. 2001;111(3):508-514. doi:10.1097/00005537-200103000-00023.
  196. Welling DB, Hinojosa R, Gantz BJ, Lee JT. Insertional trauma of multichannel cochlear implants. *Laryngoscope*. 1993;103(9):995-1001. doi:10.1288/00005537-199309000-00010.
  197. Boulet J, White M, Bruce IC. Temporal Considerations for Stimulating Spiral Ganglion Neurons with Cochlear Implants. *J Assoc Res Otolaryngol*. 2016;17(1):1-17. doi:10.1007/s10162-015-0545-5.
  198. Prentiss S, Staecker H, Welford B. Ipsilateral acoustic electric pitch matching: A case study of cochlear implantation in an up-sloping hearing loss with preserved hearing across multiple frequencies. *Cochlear Implants Int*. 2014;15(3):161-165. doi:10.1179/1754762814Y.00000000066.
  199. Schatzer R, Vermeire K, Visser D, et al. Electric-acoustic pitch comparisons in single-sided-deaf cochlear implant users: Frequency-place functions and rate pitch. *Hear Res*. 2014;309:26-35. doi:10.1016/j.heares.2013.11.003.
  200. Lazard DS, Marozeau J, McDermott HJ. The Sound Sensation of Apical Electric Stimulation in Cochlear Implant Recipients with Contralateral Residual Hearing. *PLoS One*. 2012;7(6):e38687. doi:10.1371/journal.pone.0038687.
  201. Carlyon RP, Macherey O, Frijns JHM, et al. Pitch Comparisons between Electrical Stimulation of a Cochlear Implant and Acoustic Stimuli Presented to a Normal-hearing Contralateral Ear. *J Assoc Res Otolaryngol*. 2010;11(4):625-640. doi:10.1007/s10162-010-0222-7.
  202. Landsberger DM, Mertens G, Punte AK, Van De Heyning P. Perceptual changes in place of stimulation with long cochlear implant electrode arrays. *J Acoust Soc Am*. 2014;135(2):EL75-EL81. doi:10.1121/1.4862875.
  203. Helbig S, Rajan GP, Stöver T, Lockley M, Kuthubutheen J, Green KM. Hearing preservation after cochlear reimplantation. *Otol Neurotol*. 2013;34(1):61-65. doi:10.1097/MAO.0b013e318277a44e.

204. Kamat A, Goldin L, Hoffman RA. Unusual Electroacoustic Device Failure and Electroacoustic Reimplantation With Hearing Preservation. *Otol Neurotol*. 2011;32(6):948-950. doi:10.1097/MAO.0b013e31821ac88a.
205. Jayawardena J, Kuthubutheen J, Rajan G. Hearing preservation and hearing improvement after reimplantation of pediatric and adult patients with partial deafness: a retrospective case series review. *Otol Neurotol*. 2012;33(5):740-744. doi:10.1097/MAO.0b013e318255dd91.
206. Roland JT, Gantz BJ, Waltzman SB, Parkinson AJ, Multicenter Clinical Trial Group. United States multicenter clinical trial of the cochlear nucleus hybrid implant system. *Laryngoscope*. 2016;126(1):175-181. doi:10.1002/lary.25451.
207. Helbig S, Helbig M, Rader T, Mack M, Baumann U. Cochlear reimplantation after surgery for electric-acoustic stimulation. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec*. 2009;71(3):172-178. doi:10.1159/000226260.
208. Hardy M. The length of the organ of Corti in man. *Am J Anat*. 1938;62(2):291-311. doi:10.1002/aja.1000620204.
209. Würfel W, Lanfermann H, Lenarz T, Majdani O. Cochlear length determination using Cone Beam Computed Tomography in a clinical setting. *Hear Res*. 2014;316:65-72. doi:10.1016/j.heares.2014.07.013.
210. Kawano A, Seldon HL, Clark GM. Computer-aided three-dimensional reconstruction in human cochlear maps: measurement of the lengths of organ of Corti, outer wall, inner wall, and Rosenthal's canal. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. 1996;105(9):701-709.
211. Erixon E, Rask-Andersen H. How to predict cochlear length before cochlear implantation surgery. *Acta Otolaryngol*. 2013;133(12):1258-1265. doi:10.3109/00016489.2013.831475.
212. Martinez-Monedero R, Niparko JK AN. Cochlear coiling pattern and orientation differences in cochlear implant candidates. - PubMed - NCBI. *Otol Neurotol*. 2011;32(7):1086-1093.
213. Lexow GJ, Schurzig D, Gellrich N-C, Lenarz T, Majdani O, Rau TS. Visualization, measurement and modelling of the cochlea using rotating midmodiolar slice planes. *Int J Comput Assist Radiol Surg*. 2016;11(10):1855-1869. doi:10.1007/s11548-016-1374-7.
214. Zou J, Hannula M, Lehto K, et al. X-ray microtomographic confirmation of the reliability of CBCT in identifying the scalar location of cochlear implant

- electrode after round window insertion. *Hear Res.* 2015;326:59-65.  
doi:10.1016/j.heares.2015.04.005.
215. Fischer N, Pinggera L, Weichbold V, Dejaco D, Schmutzhard J, Widmann G. Radiologic and Functional Evaluation of Electrode Dislocation from the Scala Tympani to the Scala Vestibuli in Patients with Cochlear Implants. *Am J Neuroradiol.* 2015;36(2):372-377. doi:10.3174/ajnr.A4189.
  216. Avci E, Nauwelaers T, Lenarz T, Hamacher V, Kral A. Variations in microanatomy of the human cochlea. *J Comp Neurol.* 2014;522(14):3245-3261. doi:10.1002/cne.23594.
  217. Franke-Triege A, Mürbe D. Estimation of insertion depth angle based on cochlea diameter and linear insertion depth: a prediction tool for the CI422. *Eur Arch Oto-Rhino-Laryngology.* 2015;272(11):3193-3199. doi:10.1007/s00405-014-3352-4.
  218. Stakhovskaya O, Sridhar D, Bonham BH, Leake PA. Frequency map for the human cochlear spiral ganglion: Implications for cochlear implants. *JARO - J Assoc Res Otolaryngol.* 2007;8(2):220-233. doi:10.1007/s10162-007-0076-9.
  219. Sridhar D, Stakhovskaya O, Leake PA. A frequency-position function for the human cochlear spiral ganglion. In: *Audiology and Neurotology.* Vol 11. ; 2006:16-20. doi:10.1159/000095609.
  220. Wright A, Davis A, Bredberg G, Ulehlova L, Spencer H. Hair cell distributions in the normal human cochlea. *Acta Otolaryngol Suppl.* 1987;444:1-48.
  221. Kiefer J, Pok M, Adunka O, et al. Combined electric and acoustic stimulation of the auditory system: results of a clinical study. *Audiol Neurotol.* 10(3):134-144. doi:10.1159/000084023.
  222. Triege A, Schulze A, Schneider M, Zahnert T, Mürbe D. In vivo measurements of the insertion depth of cochlear implant arrays using flat-panel volume computed tomography. *Otol Neurotol.* 2011;32(1):152-157. doi:10.1097/MAO.0b013e3181fcf04d.
  223. Franke-Triege A, Jolly C, Darbinjan A, Zahnert T, Mürbe D. Insertion depth angles of cochlear implant arrays with varying length: a temporal bone study. *Otol Neurotol.* 2014;35(1):58-63. doi:10.1097/MAO.0000000000000211.
  224. Adunka O, Unkelbach MH, Mack MG, Radeloff A, Gstöttner W. Predicting basal cochlear length for electric-acoustic stimulation. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 2005;131(6):488-492. doi:10.1001/archotol.131.6.488.

225. Radeloff A, Mack M, Baghi M, Gstöettner WK, Adunka OF. Variance of Angular Insertion Depths in Free-Fitting and Perimodiolar Cochlear Implant Electrodes. *Otol Neurotol*. 2008;29(2):131-136. doi:10.1097/MAO.0b013e318157f0ea.
226. Franke-Triege A, Jolly C, Darbinjan A, Zahnert T, Mürbe D. Insertion Depth Angles of Cochlear Implant Arrays With Varying Length. *Otol Neurotol*. 2014;35(1):58-63. doi:10.1097/MAO.0000000000000211.
227. Verbist BM, Ferrarini L, Briare JJ, et al. Anatomic considerations of cochlear morphology and its implications for insertion trauma in cochlear implant surgery. *Otol Neurotol*. 2009;30(4):471-477. doi:10.1097/MAO.0b013e3181a32c0d.
228. Biedron S, Prescher A, Ilgner J, Westhofen M. The internal dimensions of the cochlear scalae with special reference to cochlear electrode insertion trauma. *Otol Neurotol*. 2010;31(5):731-737. doi:10.1097/MAO.0b013e3181d27b5e.
229. Aschendorff A. Imaging in cochlear implant patients. *GMS Curr Top Otorhinolaryngol Head Neck Surg*. 2011;10:Doc07. doi:10.3205/cto000080.
230. Helbig S, Mack M, Schell B, Bratzke H, Stöver T, Helbig M. Scalar localization by computed tomography of cochlear implant electrode carriers designed for deep insertion. *Otol Neurotol*. 2012;33(5):745-750. doi:10.1097/MAO.0b013e318259520c.
231. Landry TG, Wise AK, Fallon JB, Shepherd RK. Spiral ganglion neuron survival and function in the deafened cochlea following chronic neurotrophic treatment. *Hear Res*. 2011;282(1-2):303-313. doi:10.1016/j.heares.2011.06.007.
232. Tanaka C, Nguyen-Huynh A, Loera K, Stark G, Reiss L. Factors associated with hearing loss in a normal-hearing guinea pig model of Hybrid cochlear implants. *Hear Res*. 2014;316:82-93. doi:10.1016/j.heares.2014.07.011.
233. Staecker H, Gabaizadeh R, Federoff H, Van De Water TR. Brain-derived neurotrophic factor gene therapy prevents spiral ganglion degeneration after hair cell loss. *Otolaryngol neck Surg*. 1998;119(1):7-13.
234. Khan AM, Handzel O, Damian D, Eddington DK, Nadol JB. Effect of cochlear implantation on residual spiral ganglion cell count as determined by comparison with the contralateral nonimplanted inner ear in humans. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. 2005;114(5):381-385.
235. Eshraghi AA, Polak M, He J, Telischi FF, Balkany TJ, Van De Water TR. Pattern of hearing loss in a rat model of cochlear implantation trauma. *Otol*

- Neurotol.* 2005;26(3):442-7; discussion 447.
236. Nadol JB, Shiao JY, Burgess BJ, et al. Histopathology of cochlear implants in humans. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 2001;110(9):883-891.
  237. Coco A, Epp SB, Fallon JB, Xu J, Millard RE, Shepherd RK. Does cochlear implantation and electrical stimulation affect residual hair cells and spiral ganglion neurons? *Hear Res.* 2007;225(1-2):60-70.  
doi:10.1016/j.heares.2006.12.004.
  238. Fayad J, Linthicum FH, Otto SR, Galey FR, House WF. Cochlear implants: histopathologic findings related to performance in 16 human temporal bones. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 1991;100(10):807-811.  
doi:10.1177/000348949110001004.
  239. Linthicum FH, Fayad J, Otto SR, Galey FR, House WF. Cochlear implant histopathology. *Am J Otol.* 1991;12(4):245-311.
  240. Gstoettner W, Franz P, Hamzavi J, Plenk H, Baumgartner W, Czerny C. Intracochlear position of cochlear implant electrodes. *Acta Otolaryngol.* 1999;119(2):229-233.
  241. Gstoettner WK, Adunka O, Franz P, et al. Perimodiolar electrodes in cochlear implant surgery. *Acta Otolaryngol.* 2001;121(2):216-219.
  242. Hartrampf R, Dahm MC, Battmer RD, et al. Insertion depth of the Nucleus electrode array and relative performance. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl.* 1995;166(9):277-280.
  243. Richter B, Aschendorff A, Lohnstein P, Husstedt H, Nagursky H, Laszig R. The Nucleus Contour electrode array: a radiological and histological study. *Laryngoscope.* 2001;111(3):508-514. doi:10.1097/00005537-200103000-00023.
  244. Zrunek M, Lischka M. Dimensions of the scala vestibuli and sectional areas of both scales. *Arch Otorhinolaryngol.* 1981;233(1):99-104.  
doi:10.1007/BF00464279.
  245. Proctor B, Bollobas B, Niparko JK. Anatomy of the round window niche. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 95(5 Pt 1):444-446.
  246. Nordfalk KF, Rasmussen K, Hopp E, Bunne M, Silvola JT, Jablonski GE. Insertion Depth in Cochlear Implantation and Outcome in Residual Hearing and Vestibular Function. *Ear Hear.* 2016;37(2):e129-37.
  247. Chen X, Chen X, Zhang F, Qin Z. Influence of cochlear implantation on vestibular function. *Acta Otolaryngol.* 2016;136(7):655-659.

- doi:10.3109/00016489.2016.1154186.
248. Basta D, Todt I, Goepel F, Ernst A. Loss of saccular function after cochlear implantation: the diagnostic impact of intracochlear electrically elicited vestibular evoked myogenic potentials. *Audiol Neurotol*. 2008;13(3):187-192.  
doi:10.1159/000113509.
249. Abouzayd M, Smith PF, Moreau S, Hitier M. What vestibular tests to choose in symptomatic patients after a cochlear implant? A systematic review and meta-analysis. *Eur Arch oto-rhino-laryngology*. 2016;8. doi:10.1007/s00405-016-4007-4.

